

# **Komparativní analýza měřících alternativ pro akvizici EGG signálu a následná komplexní analýza pro kvantifikaci EGG příznaků**

A Comparative Analysis of Measuring Alternatives for EGG signal

Acquisition and Consequent Complex Analysis for EGG Features Extraction

**Bc. Lucia Urbanová**

Diplomová práce

Vedoucí práce: Ing. Jan Kubíček, Ph.D.

Ostrava, 2021

## **Abstrakt**

Diplomová práce se věnuje zpracování teorie o základech principů anatomie, fyziologie a patologických projevů žaludku, dále pak o elektrogastrografii jako takové, měření a zpracování EGG signálu žaludku. Byly udělány i rešerše měřících postupů schémat zapojení elektrod pro měření EGG signálu. Z těchto poznatků se vychází následně v praktické části, v níž jsou navrženy procedury pro extrakci příznaků EGG signálu ve frekvenční a časově-frekvenční oblasti a taktéž se statisticky testují signifikance příznaků pro reakci žaludku na variabilní podněty. Sledovanou skupinu osob tvoří 10 probandů, kteří byli měřeni třemi různými způsoby. Je tedy navržen a zrealizován program v programovém prostředí MATLAB pro analýzu EGG záznamu a následnou komparativní analýzu na základě evaluačních parametrů.

## **Klíčová slova**

Elektrogastrografie, EGG signál, Gastrointestinální trakt (GIT), Časově-frekvenční analýza, MATLAB.

## **Abstract**

The diploma thesis deals with a theory of the basics of anatomy, physiology and pathological manifestations of the stomach, as well as on electrogastrography and lastly the measurement and processing of the EGG signal of the stomach. Research on how to measure and configurate electrodes in order to perform EGG signal acquisition. The practical part relates to these already written studies, which are very well informative and useful for the sake of this work. Procedures for the extraction of EGG signal attributes in the frequency and time-frequency domain are proposed and also the significance of attributes for the response of the stomach to variable stimuli is statistically tested. The study group consists of 10 probands, which were measured in three different ways. Therefore, a program in the MATLAB software environment for the analysis of the EGG record and subsequent comparative analysis based on the evaluation parameters is designed and implemented.

## **Keywords**

Electrogastrography, EGG signal, Gastrointestinal tract (GIT), Time-frequency analysis, MATLAB.

## **Poděkování**

Děkuji vedoucímu diplomové práce Ing. Janu Kubíčkoví, Ph.D. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování diplomové práce. Mé poděkování patří také všem dobrovolníkům, kteří nabídli svůj čas pro vědu.

Velké poděkování patří mému příteli za trpělivost a podporu při studiu.

# Obsah

Seznam použitých zkratk	- 7 -
Seznam použitých symbolů	- 7 -
Seznam příloh	- 7 -
Seznam ilustrací	- 8 -
Seznam tabulek	- 10 -
Úvod	- 11 -
1 Teoretická část	- 12 -
1.1 ZÁKLADNÍ ANATOMIE A FYZIOLOGIE GASTROINTESTINÁLNÍHO TRAKTU	- 12 -
1.1.1 Rozdělení a obecná stavba GIT	- 12 -
1.1.2 Inervace GIT	- 13 -
1.1.3 Motilita	- 14 -
1.1.4 Motilita trávicí trubice	- 14 -
1.1.5 Hladká svalovina GIT	- 14 -
1.1.6 Elektrické projevy buněk hladké svaloviny	- 14 -
1.1.7 Pohyby GIT	- 15 -
1.2 Anatomie GIT	- 16 -
1.2.1 Dutina ústní (Cavitas oris)	- 16 -
1.2.2 Hltan (Pharynx)	- 16 -
1.2.3 Jícen (Oesophagus)	- 16 -
1.2.4 Polykání	- 17 -
1.2.5 Žaludek (Gaster)	- 17 -
1.2.6 Skladování potravy	- 17 -
1.2.7 Mísící funkce	- 18 -
1.2.8 Vyprazdňování žaludku	- 18 -
1.2.9 Tenké střevo (Intestinum tenue)	- 19 -
1.2.10 Tlusté střevo (Intestinum crassum)	- 19 -
1.2.11 Játra (Hepar)	- 20 -
1.2.12 Slinivka břišní (Pancreas)	- 20 -
1.3 PATOFYZIOLOGIE GIT	- 21 -
1.3.1 Patofyziologie slinných žláz a dutiny ústní	- 21 -
1.3.2 Nemoci dutiny ústní	- 21 -

1.3.3	Nemoci zubů .....	- 21 -
1.3.4	Nemoci slinných žláz.....	- 21 -
1.3.5	Záněty mandlí .....	- 22 -
1.4	PATOLOGIE JÍCNU A ŽALUDKU .....	- 22 -
1.4.1	Nemoci jícnu .....	- 22 -
1.4.2	Nemoci žaludku .....	- 22 -
1.5	Patologie slinivky břišní .....	- 24 -
1.6	Patologie střev, jater a žlučníku .....	- 24 -
1.6.1	Záněty jater.....	- 25 -
1.6.2	Nemoci žlučníku a žlučových cest.....	- 26 -
1.6.3	Střevní záněty .....	- 26 -
1.7	Elektrogastrografie .....	- 27 -
1.7.1	Historie EGG .....	- 28 -
1.7.2	Myoelektrická aktivita žaludku.....	- 28 -
1.7.3	Patologie myoelektrické aktivity žaludku .....	- 29 -
1.7.4	Snímání EGG .....	- 30 -
1.7.5	Nahrávání EGG.....	- 30 -
1.8	Artefakty během snímání EGG signálu .....	- 31 -
1.8.1	Manifestace EGG signálu .....	- 33 -
1.8.2	Vizuální analýza EGG .....	- 33 -
2	Rešerše technik pro akvizici a zpracování EGG signálu .....	- 34 -
2.1	Rozložení elektrod během snímání EGG .....	- 34 -
2.1.1	Elektrogastrografie dospělých jedinců a dětí: síla, nedostatky a klinická významnost neinvazivní snímání žaludeční myoelektrické aktivity – review článků .....	- 34 -
2.1.2	Multikanálová elektrogastrografie na zdravých probandech: multicentrická studie .....	- 39 -
2.1.3	Užitečnost čtyř-kanálového EGG systému s probíhající spektrální analýzou-	44 -
2.1.4	Elektrogastrografie pro psychofyzilogický výzkum: praktické úvahy, automatizace analýzy a normativní data ve velkém vzorku .....	- 47 -
	Praktická část.....	- 55 -
2.2	Realizace experimentálních měření EGG signálu .....	- 55 -
2.2.1	Dobrovolníci .....	- 55 -
2.2.2	Biozesilovač .....	- 55 -
2.2.3	Poloha dobrovolníka a vlastnosti měření .....	- 56 -

2.2.4	Informovaný souhlas o účasti ve výzkumu .....	- 56 -
2.2.5	První způsob snímání.....	- 57 -
2.2.6	Druhý způsob snímání .....	- 58 -
2.2.7	Třetí způsob snímání .....	- 58 -
2.3	Design předzpracování EGG signálu .....	- 59 -
2.3.1	Načtení surových dat.....	- 59 -
2.3.2	Eliminace artefaktů.....	- 59 -
2.3.3	Korekce izolinie.....	- 59 -
2.3.4	Nastavení nejlepších parametrů pro vlnkovou transformaci .....	- 60 -
2.4	Shrnutí algoritmu pro modelování efektivity VT .....	- 63 -
2.4.1	Korelace a korelační koeficient.....	- 65 -
2.4.2	Střední kvadratická chyba MSE .....	- 65 -
2.4.3	Signal to noise ration – SNR.....	- 65 -
2.4.4	Porovnání všech prahovacích metod a velikostí mediánového okna ....	- 66 -
	- 68 -	
2.4.5	Filtrování EGG signálu.....	- 69 -
2.5	Test stacionarity .....	- 69 -
2.6	Extrakce charakteristických příznaků EGG signálů .....	- 70 -
2.6.1	Časově-frekvenční analýza .....	- 70 -
2.6.2	Výsledky komparativní analýzy.....	- 72 -
2.6.3	Měření č.1.....	- 74 -
2.6.4	Měření č.2.....	- 75 -
2.6.5	Měření č.3.....	- 76 -
2.6.6	Frekvenční analýza .....	- 78 -
	Závěr .....	- 81 -
	Literatura .....	- 83 -

## Seznam použitých zkratk

Zkratka	Význam
A-D	Analogově-digitální
AP	Akční potenciál
BER	Bazální elektrický rytmus
CNS	Centrální nervový systém
CPM	Cycles per minute (cykly za minutu)
DF	Dominantní frekvence
EGG	Elektrogastrografie
ENS	Enterický nervový systém
FFT	rychlá Fourierova transformace
GIT	Gastrointestinální trakt
KMP	Klidový membránový potenciál

## Seznam použitých symbolů

Symbol	Jednotky	Význam symbolu
U	V	napětí V
R	$\Omega$	odpor R

## Seznam příloh

### Příloha I

- EGG\_databáze
- Kódy
- Časově-frekvenční analýza
- Frekvenční analýza

## Seznam ilustrací

Obrázek 1 Stavba stěny trávicí trubice [4].....	13 -
Obrázek 2 Elektrická aktivita buněk hladké svalstvo GIT [4].....	15 -
Obrázek 3 Orgány GIT: Dutina ústní – oral cavity; Hltan – Oropharynx a Laryngopharynx; Esophagus – jícen [4].....	16 -
Obrázek 4 Žaludek (gaster)[19] .....	17 -
Obrázek 5 Mísící funkce žaludku [4].....	18 -
Obrázek 6 Tenké střevo tvořeno duodenum, jejunum a ileum [19] .....	19 -
Obrázek 7 Tlusté střevo sestává z: <b>slepé střevo</b> (cecum), <b>vzestupní tračník</b> (ascending colon), <b>příčný tračník</b> (transverse colon ), <b>sestupní tračník</b> (descending colon), <b>esovitá klička</b> (sigmoid colon), <b>konečník</b> (rectum), <b>řitní otvor</b> (anus) [19] .....	19 -
Obrázek 8 Játra (hepar) [19].....	20 -
Obrázek 9 Slinivka břišní [19] .....	20 -
Obrázek 10 Elektrická a kontraktilní aktivita žaludečních buněk hladkého svalstva [11] ....	28 -
Obrázek 11 Schéma lidského vodivého systému žaludku[16].....	29 -
Obrázek 12 Umístění elektrod pro jednokanálový záznam u novorozenců [Patterson et al.]	36 -
-	
Obrázek 13 Umístění elektrod pro čtyřkanálový záznam [Chen et al., 1999] .....	36 -
Obrázek 14 Umístění elektrod pro jednokanálový záznam [Koch and Stern].....	36 -
Obrázek 15 Multikanálová EGG nahrávka jednoho účastníka. Poslední záznam/řádek je zachycení respirace z pohybového detektoru.....	42 -
Obrázek 16 Grafy dominantní frekvence (A), její výkonu (B), % času v normogastrii (C), % vazeb pomalých vln .....	42 -
Obrázek 17 Blokové schéma a rozmístění elektrod .....	45 -
Obrázek 18 2D a 3D spektra pro všechny kanály měřeno u jednoho účastníka .....	45 -
Obrázek 19 Porovnání umístění žaludku. normální (vlevo) versus abnormální (vpravo) ....	46 -
Obrázek 20 Umístění elektrod (a); surový signál s viditelnou respirační a srdeční frekvencí (b), dominantní frekvence s ostrým peakem (c); srovnání frekvence EGG, dýchání a srdečního rytmu (d)...	48 -
Obrázek 21 Umístění elektrod a procentuální zastoupení použitelnosti elektrod pro získání EGG parametrů (a) a umístění.....	50 -
Obrázek 22 : Dva příklady signálu EGG a odpovídající amplitudy a fáze, které ukazují vysoce pravidelný rytmus (nahore) nebo většinou pravidelný rytmus (dole). (a) Horní řádek: Surový signál (šedý) se superponovaným filtrovaným EGG (modrý), získaný filtrací surového signálu $\pm 0,015$ Hz kolem maximální frekvence záznamu. Hilbertova transformace generuje dvě časové řady: amplitudovou obálku (střední řada) a okamžitou fázi žaludečního rytmu v radiánech (spodní řada). (b) Rozdělení dob cyklu. Červené tečkované čáry označují průměrnou dobu trvání cyklu $\pm 3$ SD. V tomto příkladu je distribuce trvání cyklu poměrně úzká, bez jakéhokoli odlehlého stavu. (d) Histogram doby trvání cyklu. Cyklus s měnící se změnou fáze v (c) se jeví jako odlehlá hodnota (červená šipka). Cyklus je považován za artefakt, a proto je z další analýzy vyřazen.....	52 -
Obrázek 23 (a) Výkonové spektrum s dobře definovaným spektrálním vrcholem v normogastrickém rozsahu, vyskytující se v několika kanálech na stejné frekvenci. Hvězda označuje	



dominantní frekvenci a černá čára odpovídá kanálu s největším výkonem při dominantní frekvenci. Červená čára představuje ideální filtr a zelená čára nejlépe vyhovuje ideálnímu filtru. (b) Výkonové spektrum s vrcholy na různých frekvencích v různých kanálech. (c) Výkonové spektrum se spektrálními vrcholy při dvou různých frekvencích. (d) Výkonové spektrum se širokým vrcholem, dobře definované pouze v jednom kanálu. (e) Několik kanálů zobrazuje spektrální vrchol, ale na různých frekvencích. (f) Je přítomen dobře definovaný spektrální vrchol, ale pouze v jednom kanálu. ....	- 53 -
Obrázek 24 Biozesilovač g.USBamp [20] .....	- 55 -
Obrázek 25 Vzorový informovaný souhlas [20].....	- 56 -
Obrázek 26 a) Návrh rozložení elektrod pro měření č.1, b) realizované rozmístění elektrod pro měření č.1 [20] .....	- 57 -
Obrázek 27 Lokalizace žaludku pomocí ultrazvuku [20].....	- 57 -
Obrázek 28 a) Rozložení elektrod podle Browna [27] b) realizované rozmístění elektrod pro měření č.2.....	- 58 -
Obrázek 29 a) Návrh rozložení pro měření č.3 b) realizované rozmístění elektrod pro měření č.3 [20].....	- 58 -
Obrázek 30 Design předzpracování EGG signálu [zdroj vlastní] .....	- 59 -
Obrázek 31 Znázorněn časový posun vlnky a její dilatace [22] .....	- 60 -
Obrázek 32 Základní princip vlnkové transformace. Horní část obrázku naznačuje korelaci signálu se zvolenou vlnkou, spodní část zobrazuje zápis dat v časově-měřítkové oblasti. [22] .....	- 61 -
Obrázek 33 Vývojový diagram zjišťování nejlepších parametrů pro vlnkovou filtraci [zdroj vlastní] .....	- 62 -
Obrázek 34 Syntetický EGG signál (vlevo) a reálný EGG signál z databáze (vpravo) [zdroj vlastní] .....	- 63 -
Obrázek 35 Tři typy vlnky: Daubechies (hore), Symlet (střed), Coif (dole) [23].....	- 63 -
Obrázek 36 Ukázka grafu pro jeden ze syntetických signálů– Maximální korelace pro Daubechies (db) vlnkovou rodinu [zdroj vlastní] .....	- 64 -
Obrázek 37 Graf korelačního koeficientu (vlevo) a graf MSE (vpravo) pro jeden ze syntetických signálů [zdroj vlastní].....	- 64 -
Obrázek 38 Tvrdé prahování (vlevo) a měkké prahování (vpravo) [28] .....	- 66 -
Obrázek 39 Graf znázorňující všechny prahovací metody v subplotech pod sebou [zdroj vlastní] .....	- 67 -
Obrázek 40 Graf znázorňující všechny prahovací metody pro neideálně nahrany signál [zdroj vlastní] .....	- 68 -
Obrázek 41 Graf porovnání různých velikostí mediánového okna pro EGG signály [zdroj vlastní] .....	- 68 -
Obrázek 42 Porovnání originálního a odfiltrovaného signálu v časové doméně [zdroj vlastní] .	- 69 -
Obrázek 43 Vývojový diagram algoritmu pro testování stacionarity signálu .....	- 69 -
Obrázek 44 Výsledek testu stacionarity pro náhodný reálný EGG signál.....	- 69 -
Obrázek 45 Vývojový diagram pro extrakci charakteristických příznaků [zdroj vlastní] .....	- 70 -
Obrázek 46 Ukázky spektrogramů probanda č.9 pro variabilní podněty: nalačno (vlevo) a oběd (vpravo) červená křivka – frekvence, na které je v daném čase největší výkon [zdroj vlastní] .....	- 71 -

Obrázek 47 Graf výkonu pro charakteristickou frekvenci 0.1 Hz (vlevo) a graf míry difference výkonů jednotlivých variabilních podnětů [zdroj vlastní] .....	- 72 -
Obrázek 48 Průměr korelačního koeficientu pro všechny probandy u měření č.1 [zdroj vlastní] .....	- 74 -
Obrázek 49 Průměr MSE pro všechny probandy u měření č.1 [zdroj vlastní] .....	- 75 -
Obrázek 50 Průměr korelačního koeficientu pro všechny probandy u měření č.2 [zdroj vlastní] .....	- 75 -
Obrázek 51 Průměr MSE pro všechny probandy u měření č.2 [zdroj vlastní] .....	- 76 -
Obrázek 52 Průměr korelačního koeficientu pro všechny probandy u měření č.3 [zdroj vlastní] .....	- 77 -
Obrázek 53 Průměr MSE pro všechny probandy u měření č.3 [zdroj vlastní] .....	- 77 -
Obrázek 54 Vývojový diagram pro frekvenční analýzu [zdroj vlastní] .....	- 78 -
Obrázek 55 Graf výkonové spektrální hustoty pro probanda č.9.....	- 79 -
Obrázek 56 Porovnání hodnot výkonu DF pro všechny typy měření [zdroj vlastní] .....	- 80 -

## Seznam tabulek

Tabulka 1 Frekvenční a napěťový rozsah pro invazivní a neinvazivní snímání [11] .....	- 27 -
Tabulka 2 Frekvenční rozsah myoelektrické aktivity žaludku [17] .....	- 30 -
Tabulka 3 Frekvenční rozsahy pro různé typy šumů během akvizice EGG signálu [15] .....	- 31 -
Tabulka 4 Popis konfigurací elektrod a jejich srovnání v jednotlivých studiích .....	- 35 -
Tabulka 5 Parametry komparativní analýzy 2 signálů proband č.9 pro jednotlivé aktivity pro 3 různé charakteristické frekvence .....	- 73 -
Tabulka 6 Statistické parametry (medián výkonu a jeho odchylka) pro jednotlivé charakteristické frekvence pro všechny aktivity .....	- 73 -
Tabulka 7 Statistické parametry pro frekvenční analýzu u probanda č.9 .....	- 79 -
Tabulka 8 Průměr DF pro všechny probandy u měření č.1 [zdroj vlastní]	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>
Tabulka 9 Průměr DF pro všechny probandy u měření č.2 [zdroj vlastní]	<b>Chyba! Záložka není definována.</b>
Tabulka 10 Průměr DF pro všechny probandy u měření č.3 [zdroj vlastní] .....	- 80 -

## Úvod

U žaludku, stejně jako u srdce, je funkčnost podmíněna myoelektrickou aktivitou svaloviny orgánů s fyziologickými parametry. Tato aktivita je snímána, vykreslována a zpracovávána elektrogastrografem a vědní disciplína se nazývá elektrogastrografie (EGG). Myoelektrická aktivita žaludku je doprovázena biologickými signály, jež jsou ukazatelem jeho správné aktivity, nebo naopak dysfunkce. Aby se udělala jakákoliv kvalifikace EGG signálů, musí být známy fyziologické hodnoty sledovaných parametrů a taky kvalitní zpracování zaznamenaných údajů.

EGG je využívána také ke zhodnocení trávicího traktu u pacientů s nevysvětlitelnou příčinou nauzey, zvracení, postprandiální břišní bolesti, gastroparézy a jiných trávicích obtíží. Kromě toho se EGG používá v klinických studiích v gastroenterologii, ale může taky představovat atraktivní metodu ke studiu interakcí mezi mozkem a trávicím traktem. Ve srovnání s literaturou o elektrokardiografii, kde se dá najít mnoho poznatků, zůstává literatura o EGG méně početná. Proto je velmi důležité pokračovat ve studování a experimentování v této neprobádané vodě.

První kapitoly jsou věnovány teoretické části, kde jsou popsány základy anatomie, fyziologie a patofyziologie gastrointestinálního traktu (včetně žaludku). Je zde popis základních myoelektrických aktivit žaludku, jejich fyziologických hodnot naměřených z gastrointestinálního traktu a jejich vznik.

Byla udělána rešerše měřících postupů schémat zapojení elektrod pro měření EGG signálu. Následně se z těchto rešerší navrhly 3 způsoby měření a vytvořila se datová báze testovacích EGG signálů. Ta je převzata z jiné závěrečné práce pod vedením stejného vedoucího. Kvůli epidemiologickým restrikcím se nemohla udělat nová datová báze.

V praktické části jsou navrženy procedury pro extrakci příznaků EGG signálu ve frekvenční a časově-frekvenční oblasti a taktéž se statisticky testují signifikance příznaků pro reakci žaludku na variabilní podněty. Taktéž je testován signál testem stacionarity je-li stacionární nebo nikoliv. Veškeré procedury jsou realizovány v programovém prostředí MATLAB. Program mimo jiné analyzuje změny EGG signálů vyvolaných různými variabilními podněty (na lačno, jogurt a oběd). Tyto navrhnuty analýzy by mohly v budoucnosti napomáhat k lepší diagnostice EGG záznamu. Výsledky navržené analýzy jsou poté statisticky zpracovány.

## 1 Teoretická část

### 1.1 ZÁKLADNÍ ANATOMIE A FYZIOLOGIE GASTROINTESTINÁLNÍHO TRAKTU

V následující kapitole budou představeny základy anatomie gastrointestinálního traktu (GIT) neboli trávicí trakt, který slouží k rozměňování a chemickému rozkladu na jednodušší látky, poskytuje potřebné živiny, minerály a vitamíny a také odstraňuje nestravitelné zbytky nebo nadbytečné látky ven z těla. Výše zmíněné aktivity GIT jsou regulovány nervovou a humorální cestou. [1]

#### 1.1.1 Rozdělení a obecná stavba GIT

Trávicí soustava začíná dutinou ústní (cavitas oris), jenž se otevírá na obličejové části hlavy ústním otvorem (rima oris). Na ústní dutinu navazuje vchod do hltanu (fauces) s hltanovou úžinou (isthmus faucium), hltan (pharynx), jícen (oesophagus), žaludek (ventriculus, gaster), tenké střevo (intestinum tenue) - členící se na dvanáctník, lačník a kyčelník, tlusté střevo (intestinum crassum) - rozdělující se na slepé střevo s červovitým přívěskem, na vzestupný, příčný, sestupný, esovitý tračník a poté je zakončeno řitním otvorem (anus).

Vývody žláz (vytvořených z epitelu zažívacího ústrojí) vyúsťují do trávicí trubice: slinné žlázy (glandulae oris), játra (hepar) a slinivka břišní (pancreas).

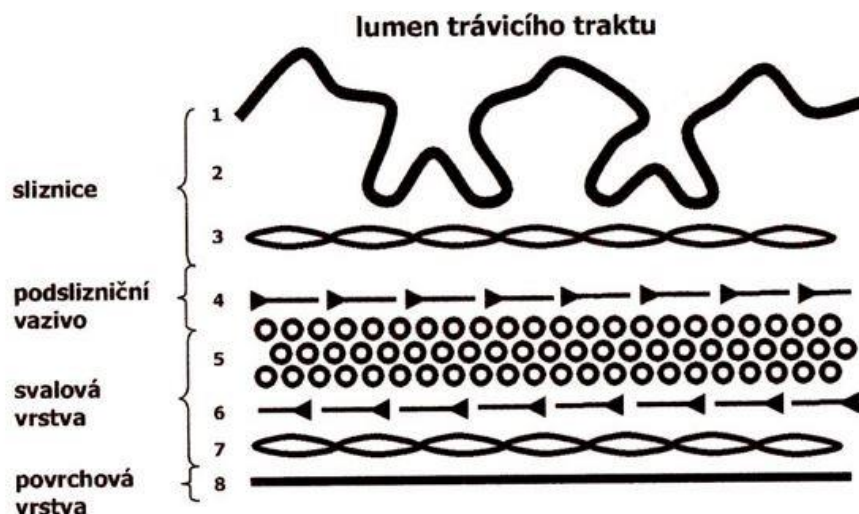
Stěny trávicí trubice tvoří čtyři hlavní vrstvy charakteristické stavby. Zevnitř sliznice (mucosa), vnitřní povrch sliznice tvoří vrstva epitelálních buněk, pod kterou je podslizniční vazivo (lamina propria mucosae), hladká svalovina (lamina muscularis mucosae) a povrchová vnější vrstva.

V některých částech GIT vytváří sliznice klky nebo řasy, které zvětšují slizniční plochu.

Pod sliznicí je vrstva cirkulární a zevní longitudinální. V některých místech je cirkulární svalovina zesílena, čímž vytváří svěrač (sfinkter). Mezi cirkulární a longitudinální svalovinou je umístěna druhá nervová pleteň (viz Obrázek 1). [1][2][4]

GIT je tvořen z:

1. dutina ústní
2. hltan
3. jícen
4. žaludek
5. tenké střevo – dvanáctník, lačník, kyčelník
6. tlusté střevo – slepé střevo a červovitý výběžek, vzestupný tračník, příčný tračník, sestupný tračník, esovitá klička
7. konečník – rectum, řitní kanál
8. játra a žlučové cesty
9. slinivka břišní



Obrázek 1 Stavba stěny trávicí trubice [4]

1 – slizniční epitel, 2 – slizniční vazivo, 3 – hladká svalovina sliznice, 4 – podslizniční nervová pleteň, 5 – cirkulární svalovina, 6 – zevní nervová pleteň, 7 – longitudinální svalovina, 8 – serosa (v dutině břišní) nebo adventicie (mimo dutinu břišní)

### 1.1.2 Inervace GIT

GIT má vlastní nervový systém označovaný jako enterický nervový systém (ENS), který je součástí autonomního nervového systému. Pro svoji výraznou autonomii a velký počet neuronů (řády milionů) je ENS přezdívan „minimozkem“ GIT. Neurony ENS tvoří dvě pleteně, které jsou morfologicky i funkčně propojeny a navzájem se ovlivňují.

1. **Vnitřní submukózní pleteň** – ovlivňuje hlavně děje spojené se sekrecí a vstřebáváním
2. **Zevní myenterická pleteň** – umístěna mezi cirkulární a longitudinální hladkou svalovinou se podílí zejména na koordinaci motility (viz kap.1.1.3) trávicího traktu.

Obě pleteně obsahují aferentní neurony, excitační a inhibiční interneurony a eferentní neurony inervující cílovou tkáň. Aferentní neurony ENS jsou stimulovány podrážděním receptorů mechanickými, chemickými, tepelnými a osmotickými vlivy. Excitace aferentních neuronů vede k aktivaci interneuronů, které převádějí signál k eferentní části ENS a propojují navzájem obě pleteně.

S ohledem na své uspořádání může činnost ENS probíhat nezávisle na inervaci vycházející z centrálního nervového systému (CNS). [4]

### 1.1.3 Motilita

Motilita obecně je mimovolní pohyblivost trubicových orgánů lidského těla např. močovod, vejcovod, trávicí trubice, v jejichž stěně je hladká svalovina, která je nezbytným předpokladem jejich činnosti – posouvání obsahu žádoucím směrem např. tráveniny směrem od úst až ke konečníku. [3]

### 1.1.4 Motilita trávicí trubice

Slouží ke třem základním funkcím:

1. Promíchávání tráveniny a trávicích šťáv
2. Posunu tráveniny směrem od dutiny ústní ke konečníku
3. Skladování tráveniny (zejména v žaludku a tlustém střevě) [4]

### 1.1.5 Hladká svalovina GIT

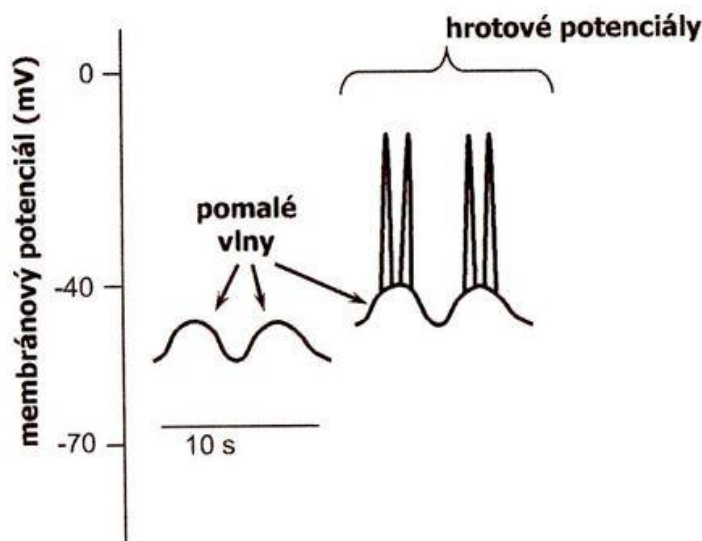
Pohyby trávicí trubice jsou zajišťovány cirkulární a longitudinální hladkou svalovinou. Výjimku tvoří ústa, horní třetina jícnu a zevní rektální svěrač, kde je přítomna příčně pruhovaná svalovina. Buňky hladké svaloviny obsahují kontraktilní proteiny aktin a myozin, regulační proteiny tvoří kalmodulin a tropomyozin. Buňky jsou propojeny prostřednictvím nízkoodporových mezibuněčných spojů (gap junctions), které umožní snadné šíření elektrického signálu. Kontrakce buněk hladké svaloviny je závislá na přísunu vápníku z extracelulárního prostředí napětově řízenými vápníkovými kanály sarkolemy a je podmíněna fosforylací hlavy myozinu.

### 1.1.6 Elektrické projevy buněk hladké svaloviny

Klidový membránový potenciál (KMP) buněk je asi -60 mV. Práh pro odstartování akčního potenciálu (AP) je cca -40 mV. Rozeznáváme dvojí elektrickou aktivitu buněk hladké svaloviny:

1. **Bazální elektrický rytmus (BER)** – malé periodické změny KMP, v rozmezí od 5 do 15 mV (Obrázek 2). BER, někdy označován jako pomalá vlna, je generován **Cajalovými intersticiálními buňkami**, lokalizovanými mezi cirkulární a longitudinální hladkou svalovinou. Pomalé vlny vznikají v důsledku vstupu sodíku a vápníku do buňky. Aktivita Cajalových buněk je ovlivňována ENS. Frekvence pomalých vln se mění v závislosti na orgánu, v žaludku je to asi 3 vlny/min, v duodenu až 12 vln/min.
2. **Hrotové potenciály (spike)** – jsou pravé AP, které nasedají na BER (Obrázek 2). Objevují se jen tehdy, když hodnota BER dosáhne prahové hodnoty (cca -40 mV). Frekvence AP závisí na výchozí úrovni polarizace membrány, čím více je membrána depolarizována, tím vyšší je frekvence AP. Síla kontrakce hladké svaloviny je přímo úměrná frekvenci AP.

Pomalá vlna (BER) i hrotové potenciály (spike) jsou dobře známými složkami myoelektrické aktivity v žaludku. Fyziologicky BER spouští nástup hrotu, který zase vyvolává svalovou kontrakci. BER je tedy nezbytný pro stanovení motility žaludku včetně vyprazdňování žaludku. [4][5]



Obrázek 2 Elektrická aktivita buněk hladké svalstvo GIT [4]

Frekvence BER vln se v jednotlivých částech GITu liší:

- žaludek 3 cpm (cycle per minute)
- dvanáctník 15-18 cpm
- kyčelník přibližně stejně jako dvanáctník
- tračník 3 cpm

### 1.1.7 Pohyby GIT

Svalovina GIT má **dva typy kontrakcí**:

1. Tonické kontrakce – trvají delší dobu (minuty až hodiny), síla nemusí být neměnná, ale může kolísat v čase. Tyto kontrakce najdeme v orgánech, které slouží ke skladování tráveniny (např. fundus žaludku nebo tračník)
2. Rytmičké kontrakce – trvají kratší dobu a většinou se pravidelně opakují. Slouží k posunu potravy směrem ke konečníku a k promísení potravy s trávicími šťávami.

Svalovina GIT má **tři základní skupiny pohybů** (i když tyto pohyby nelze striktně oddělit, neboť mísící pohyby napomáhají i posunu tráveniny):

1. Propulzivní pohyby – je to tzv. peristaltický pohyb, který se objevuje v celé trávicí trubici s výjimkou dutiny ústní. Jedná se o příčnou kontrakci šířící se směrem ke konečníku
2. Mísící pohyby – jsou představovány místními pohyby orgánů GIT a slouží k promíchání tráveniny s trávicími šťávami
3. Fragmentační – dělicí

Tyto pohyby nejsou jedinou aktivitou hladké svaloviny GITu. Existují také rytmické místní pohyby tenkého střeva vyvolané třetí svalovou vrstvou – muscularis mucosae. Ta zabezpečuje pohyby sliznice a pohyby klků. [4][5]

## 1.2 Anatomie GIT

### 1.2.1 Dutina ústní (Cavitas oris)

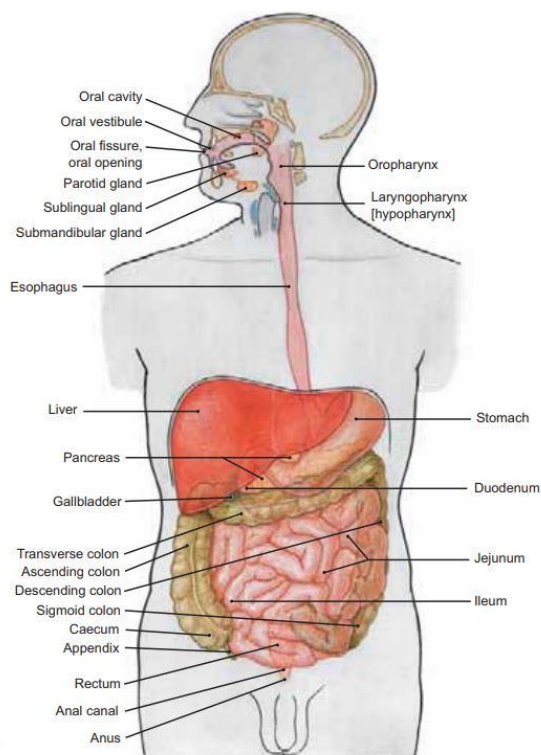
Dutina ústní je vpředu ohraničena rty a zevně tvářemi. Strop je tvořen patrem, její spodina je vyztužena svaly. Uprostřed spodiny ústní je jazyk, na který sliznice spodiny úst přechází. Předšíť dutiny ústní představuje část mezi tvářemi a zubními oblouky horní a dolní čelisti s dásněmi, vlastní dutina ústní se nachází směrem dozadu od zubů a dásní. [1][4]

### 1.2.2 Hltan (Pharynx)

Distálně přechází dutina ústní přes hltanovou úžinu do hltanu. Na hltan navazuje jícen, který sestupuje hrudníkem, prochází bránicí a po vstupu do dutiny břišní ústí do žaludku. Stěna hltanu má již uspořádání charakteristické pro trávicí trubici a skládá se ze čtyř vrstev (sliznice, podslizniční vazivo, svalovina a vazivový obal). Nachází se tady příčně pruhované svalstvo. Hltan je trubice, jež je kraniálně slepě zakončena klenbou, kaudálně se hltan mírně zužuje a sahá do výše krčního obratle C6. Zepředu se do hltanu otvírají tři další prostory: dutina nosní, dutina ústní a vchod do hrtanu s hrtanovou příklopkou. [1][4]

### 1.2.3 Jícen (Oesophagus)

V místě přechodu hltanu do jícnu je zesílený prstenec příčně pruhované svaloviny – horní jícnový svěrač, který se částečně překrývá s dolním hltanovým svěračem. V místě vstupu jícnu do žaludku je zesílená vrstva cirkulární hladké svaloviny, která tvoří dolní jícnový svěrač. Oba jícnové svěrače vykazují trvale zvýšený tonus, u zdravého člověka relaxují pouze při polykání. Jícen je trubice dlouhá asi 25 cm navazující na hltan ve výši obratle C6 a dolního okraje hrtanu, sestupuje hrudníkem před páteří, kde ve výši obratle Th10 prochází skrze *hiatus oesophageus* bránice a ve výši Th11 končí vyústěním do žaludku. Bez jídla má jícen průměr asi 1,5 cm a při průchodu sousta se může až dvojnásobně roztáhnout. [1][4]



Obrázek 3 Orgány GIT: Dutina ústní – oral cavity; Hltan – Oropharynx a Laryngopharynx; Esophagus – jícen [4]



#### 1.2.4 Polykání

Proces, při kterém je nezbytná přesná koordinace pohybů mnoha příčně pruhovaných a hladkých svalů. Do tohoto procesu jsou zapojeny svaly dutiny ústní, hltanu, hrtanu, jícnu, žaludku a svaly dýchací. Při polykání část hltanu mění svoji funkci, a proto je nutné zabezpečit souhru polykání s procesem dýchání. Jsou tři fáze polykání:

- Ústní fáze – rozkousaná potrava zformovaná do sousta, které je posouváno přes hltanovou úžinu do hltanu. Pohyb je zabezpečen tím, že jazyk tlačí sousto proti patru, zuby a rty jsou sevřeny. Je to volní (ovládaná vůlí) fáze. Když vstoupí potrava do hltanu, spustí se mimovolní část polykání.
- Hltanová fáze – nejdřív se zdvihne měkké patro, které brání vstupu potravy do dutiny nosní. Pak se kontrahují hltanové svaly, čím vznikne kanál, který směřuje potravu správným směrem. Následuje přimknutí hlasivek a sklopení příklopky hrtanové, což brání vdechnutí jídla. Poslední relaxace horního jícnového svěrače a zvižení hrtanu, které napomáhá vklouznutí sousta do jícnu. Tohle celé trvá méně než 1 sekundu a je to řízeno neurony z prodloužené míchy a spodní části mozku.
- Jícnová fáze – peristaltické vlny jícnu jsou koordinovány na úrovni myenterické nervové pleteně ENS. Peristaltická vlna dopraví sousto do žaludku za cca 10 sekund v závislosti na konzistenci jídla. Dokonce tyto vlny umožní spolknutí potravy vleže nebo ve stoje. Sekrece hlenu z mukózních žlázek ve stěně jícnu pomáhá polykat. [4]

#### 1.2.5 Žaludek (Gaster)

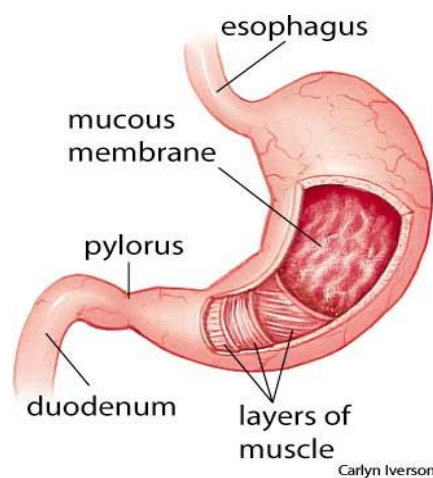
Vakovitý orgán navazující na jícen (viz Obrázek 4). Dělí se na horní část – fundus, střední část – corpus a dolní část – pylorus. Vstup do žaludku je obkroužen dolním jícnovým svěračem, výstup pylorickým svěračem. Funkčně se dělí na orální a kaudální část. Obě tyto části se liší jak sekreční, tak i motorickou aktivitou. Velikost žaludku je variabilní, a hmotnost je asi 130 g. Rozměry se zvětšují úměrně množství náplně. Objem žaludku se mění v závislosti na jeho náplni a věku od 50 ml (nenaplněný) až do 1-2 l (naplněný u dospělého člověka). Stěna se skládá ze čtyř vrstev (viz kap.1.1.1). [1][4]

##### Funkce:

1. Motorické – skladování potravy, mísící funkce, vyprazdňování
2. Sekreční – tvorba žaludeční šťávy

#### 1.2.6 Skladování potravy

Tuhá potrava se skládá v rovnoměrných vrstvách od stěny do středu žaludku. Látky s vysokým obsahem tuku se ukládají nejvýše. Tlak uvnitř (i po jídle) výrazně nestoupá, kvůli plasticitě hladké svaloviny GIT. Tato plasticita je zajišťována vagovagálním reflexem. Bezprostředně po příjmu potravy žaludek nevyvíjí viditelnou motorickou aktivitu, žaludeční stěna vykazuje tonickou kontrakci a pevně obepíná přijatou potravu, což trvá cca 30-60 minut a nazývá se to žaludeční peristola. [4]



Obrázek 4 Žaludek (gaster)[19]

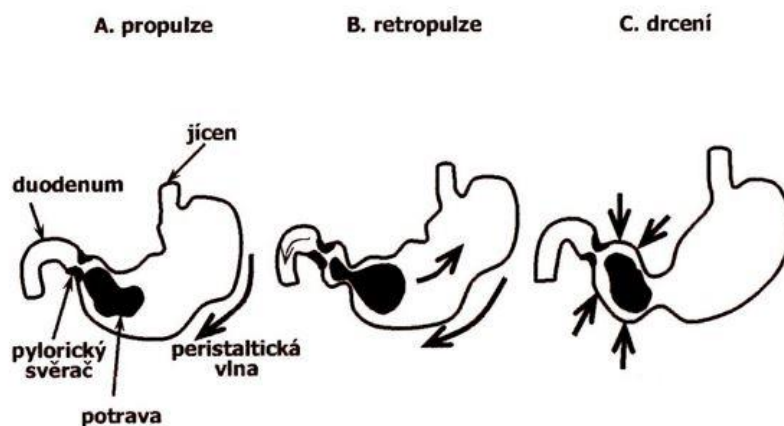
### 1.2.7 Mísící funkce

Funkce je rozmělnění potravy a její dokonalé promíchání se žaludeční šťávou a tím vznikne tekutá směs chymus. Po odeznění žaludeční peristoly se začnou objevovat peristaltické pohyby, které vznikají na rozhraní orální a kaudální části žaludku. Tady se taky nachází pacemakerová oblast, ve které spontánně vznikají vlny BER s frekvencí 3 cpm. Elektrické změny se šíří směrem ke konečníku. Elektrická aktivita vede ke vzniku peristaltických vln, jejichž intenzita a rychlost se zvětšuje směrem k duodenu.

**Propulze** – peristaltická vlna žaludku posunuje tráveninu kaudálním směrem (viz Obrázek 5)

**Retropulze** – tato vlna přechází na pylorický svěrač, který se vlivem peristaltické vlny kontrahuje a tím se obrátí směr pohybu tráveniny zpět do žaludku (viz Obrázek 5)

**Drcení** – díky kontrakci hladké svaloviny se zmenší průsvit pylorického kanálu, což podpoří mechanické rozrušení potravy (viz Obrázek 5) [4]



Obrázek 5 Mísící funkce žaludku [4]

### 1.2.8 Vyprazdňování žaludku

Uplatňují se zde dvě protichůdné síly: peristaltika žaludku, která napomáhá jeho evakuaci a kontrakce pylorického svěrače, která naopak zpomaluje vyprazdňování. Pylorem prostupují pouze částice menší než 2 mm. Čím je trávenina řidší, tím snadněji prostupuje do dvanáctníku. Pravidelné vstřikování malého objemu chymu do duodena je mechanismus označován jako pylorická pumpa. Vyprazdňování žaludku v závislosti na konzistenci a složení potravy trvá od 1 do 6 hodin. [4]

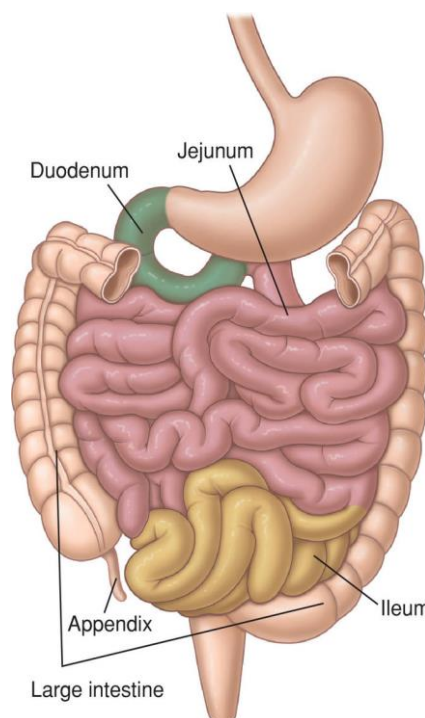
### 1.2.9 Tenké střevo (Intestinum tenue)

Je to trubice navazující na žaludek, má průměr cca 3-4 cm. V délce střeva jsou rozdíly věkové ale i individuální, a proto se uvádí rozmezí 3-5 m. Probíhá zde poslední fáze enzymatického štěpení potravy. Mezi hlavní funkce tenkého střeva patří:

1. Intenzivní trávení všech živin a následná resorpce natrávených látek
2. Resorpce minerálů, vitamínů a vody
3. Imunitní činnost
4. Endokrinní sekrece (zejména v oblasti dvanáctníku), která má významný podíl na regulaci sekrece a motility téměř celého trávicího traktu

Nejpočetnější buňky sliznice tenkého střeva – enterocyty hrají důležitou roli jak v resorpci látek z potravy, tak i v sekreci střevní šťávy. Jsou neustále obnovovány, jejich životnost je asi 2-5 dnů.

Dvanáctník (duodenum) je nejkratší úsek, který je přirostlý k zadní straně břišní. Je podkovovitěho tvaru a navazuje na něj střední část lačník (jejunum) a distální část kyčelník (ileum), který ústí do tlustého střeva (viz Obrázek 6). [4]

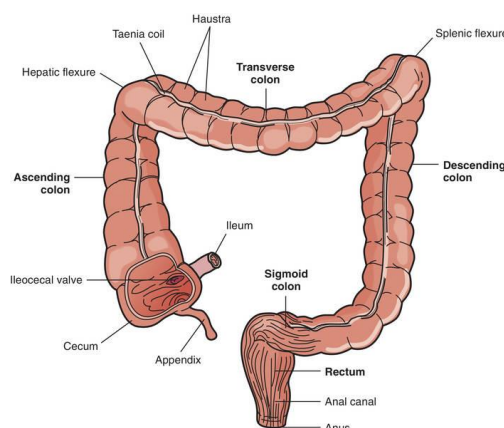


Obrázek 6 Tenké střevo tvořeno duodenum, jejunum a ileum [19]

### 1.2.10 Tlusté střevo (Intestinum crassum)

Tento úsek je dlouhý 1.3-1.7 m a široký od 4-7.5 cm. Z anatomického hlediska se dělí na slepé střevo s červovitým výběžkem, tračník a konečník.

Tlusté střevo je poslední částí trávicí trubice, jenž přijímá obsah z tenkého střeva, ze kterého byly v tenkém střevě vstřebány živiny. Dochází tady ke vstřebávání vody a elektrolytů, obsah je formován ve stolici, která je odstraněna v posledním úseku análním otvorem. Sliznice tlustého střeva obsahuje enterocyty, které jsou podobné těm v tenkém střevě a pohárkové buňky sekrenující hlen. Motorická aktivita konečníku se liší od motorické aktivity vyšších partií tlustého střeva a je přizpůsobena jeho funkci, tedy defekačnímu reflexu a defekaci. [4]

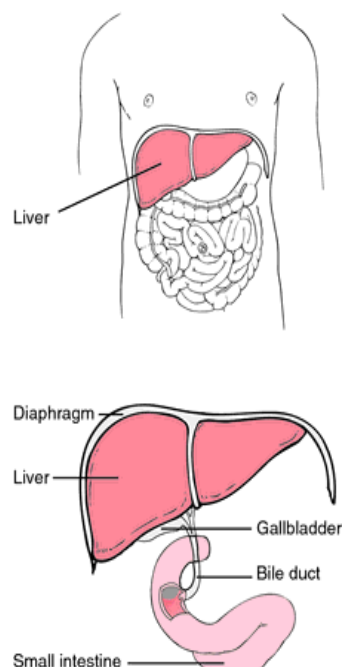


Obrázek 7 Tlusté střevo sestává z: **slepé střevo (cecum)**, **vzestupní tračník (ascending colon)**, **příčný tračník (transverse colon)**, **sestupní tračník (descending colon)**, **esovitá klička (sigmoid colon)**, **konečník (rectum)**, **řitní otvor (anus)** [19]

### 1.2.11 Játra (Hepar)

Jsou největší exokrinní žlázou lidského těla. U dospělého člověka váží asi 1,5 kg. Játra jsou umístěna těsně pod bránicí, z větší části na pravé straně a dělí se na čtyři laloky (největší pravý, menší levý, nejmenší čtyřhranný a ocasatý). Tvar jater lze připodobnit k segmentu širokého a vysokého, napříč postaveného ovoidu. Játra jsou nezbytná pro řadu homeostatických dějů v lidském těle, plní zejména funkce metabolické, zásobní, sekreční, exkreční a detoxikační. Produkují žluč a ta je předávána vývodními cestami do tenkého střeva, kde se spojuje s produkty trávení tuků z potravy a dává vznik ve vodě emulgovaným komplexům, z nichž se lipidy snáze vstřebávají.

Žluč je žlutohnědá tekutina, která je při výstupu z jater tvořena asi 97 % vody. Zbytek tvoří žlučové soli, žlučové pigmenty, cholesterol, anorganické soli, mastné kyseliny, malé množství lecitinu, tuku a alkalické fosfáty. [1][4]

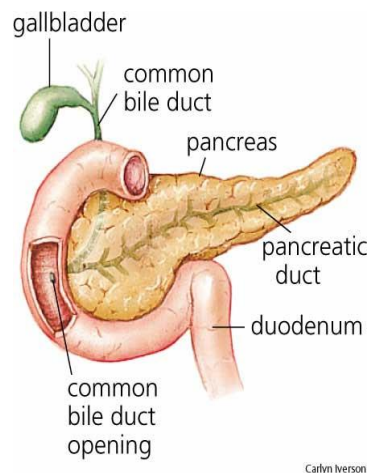


Obrázek 8 Játra (hepar)  
[19]

### 1.2.12 Slinivka břišní (Pancreas)

Má dvě části – exokrinní a endokrinní. Exokrinní část (vnější sekrece) produkuje enzymy a nezbytné pro normální průběh trávení všech živin a svůj sekret s trávicími enzymy do tenkého střeva. Endokrinní část (vnitřní sekrece) tvoří asi 1-2 miliony drobných buněčných ostrůvků, zvaných Langerhansovy ostrůvky, které jsou v exokrinní tkáni. V lalůčcích exokrinní části slinivky břišní vzniká filtrací krevní plazmy prvotní pankreatická šťáva.

Tento orgán je z vnější strany šedě růžový s patrnou kresbou lalůčků. Jeho délka přibližně 12-16 cm, váží asi 60-90 g a táhne se žaludkem napříč po zadní straně břišní od dvanáctníku až ke slezině. [1][4]



Carlyn Iverson

Obrázek 9 Slinivka břišní [19]

## 1.3 PATOFYZIOLOGIE GIT

### 1.3.1 Patofyziologie slinných žláz a dutiny ústní

### 1.3.2 Nemoci dutiny ústní

Lze se setkat s:

- **Malformace** – rozštěpy rtu, tvrdého a měkkého patra, vada vzniká nedokončením srůstu obličejových výběžků – znesnadněno sání u kojenců, zvyšují riziko vniknutí potravy do dutiny ústní
- **Záněty v dutině ústní:**
  - záněty sliznice
  - záněty dásní
  - záněty rtů
  - záněty jazyka

**příčiny zánětů dutiny ústní:** trauma sliznice, tlak nesprávně zhotovených zubních protéz, alergie, plísň (ATB – Klacid, Augmentin, cyto), bakterie, viry, nadměrné kouření

- **Leukoplakie** – bělavá místa, které vznikají vyžráváním dlaždicového nerohovějícího epitelu
- **Erytroplazie** – ložiska sametově červené barvy, které se transformují v karcinom
- **Soor** – moučnivka, onemocnění způsobené plísní, bělavá ložiska připomínají moučný poprašek, kdy se z dutiny ústní šíří na nosohltan a jícen
- **Nádory:**
  - a) Nezhoubné – nejsou tak časté
  - b) Zhoubné – karcinomy, které mají tři nejčastější lokalizace, kde se vyskytují: dolní ret v oblasti ústního koutku, spodina dutiny ústní, jazyk při okraji jeho horní plochy. [9]

### 1.3.3 Nemoci zubů

- **Zubní kaz (caries)** – proniká do hloubky ke dřeni zubu
- **Pulpitida** – zánět dřeni zubu
- **Periodontitis** – zánět ozubice
- **Parodontóza** – degenerativní změny kolagenních vláken parodontu [9]

### 1.3.4 Nemoci slinných žláz

- **Záněty** – nejčastěji virový zánět příušnic (zvětšení slinných žláz a příušní žlázy)

- **Cysty slinných žláz** – mukokéla, která vzniká z malých slinných žlázek na sliznici dutiny ústní a rtů
- **Nádory slinných žláz**
  - **Benigní** – pleomorfní adenom, papilární cystický adenolymfom, duktální adenom
  - **Maligní** – karcinomy příušní nebo slinné žlázy [9]

### 1.3.5 Záněty mandlí

- Angína (tonsilitis) - akutní nespecifický zánět lymfoepitelové tkáně v oblasti hltanu
- Angina tonsillaris – zánět patrových mandlí
- Angina retronasalis – zánět nosohltanové mandle
- Angina lingualis – zánět mandle jazykové
- Dysfagie – obtížné, bolestivé polykání [9]

## 1.4 PATOLOGIE JÍCNU A ŽALUDKU

### 1.4.1 Nemoci jícnu

Jícen je trubice dlouhá 25 cm a je uzavírán dvěma svěrači, horním (HES) a dolním (DES).

Lze se setkat s:

- **Divertikulitida** – zánět stěny jícnu, kdy vznikají divertikuly – výchlípky, což způsobí vyklenutí stěny jícnu
- **Refluxní ezofagitida** – zánět jícnu, kdy sliznice je naleptána žaludečními šťávami
- **Odynofagie** – projevuje se bolestí při polykání v oblasti faryngu a tonzil
- **Barrettův jícen** – změna na sliznici jícnu, dlaždicový epitel je nahrazen sliznicí podobné tenkému střevu
- **Achalázie** – vzácné onemocnění hladké svaloviny jícnu s poruchou relaxace DES
- **Jícnové varixy** – při jaterní cirhóze dochází k silnému krvácení do GIT
- **Nádory jícnu**
  - **Benigní** – leiomyomy, fibromy, lipomy
  - **Maligní** – karcinomy z dlaždicobuněčného epitelu, adenokarcinomy [9]

### 1.4.2 Nemoci žaludku

Žaludek je vakovitý orgán, skládá se z česla (cardia), těla žaludku (fundus), vrátníkové dutiny, vrátníku (pylorus).

- **Vomitus – zvracení**

Je to především obranný reflex, ale i symptom. Celý děj je řízen v prodloužené míše. Nejdříve se bránice fixuje v nádechové poloze, tím se sníží tlak v dutině hrudní a zvýší se v dutině břišní, pak následuje stah břišních svalů a současná kontrakce dvanáctníka. Vysoký tlak vyvíjený na

žaludek vtlačí jeho obsah do jícnu. Příčina je variabilní – může to být přímo v trávicím traktu nebo i mimo něj (zrakové, chuťové nebo čichové podněty).

- Periferní – podrážděním zakončení nervu vagu
- Centrální – podrážděním centra v prodloužené míše
- Psychogenní – na základě nepříjemných čichových a vizuálních vjemů, či problémy v domácím prostředí a jiné

- **Záněty žaludku**

1. **Akutní gastritida** – povrchové eroze na sliznici, hemoragie, ztlustění sliznice, příčiny:
  - a. nadměrné užívání aspirinu
  - b. nadměrné požívání alkoholu, kouření
  - c. urémie
  - d. infekce salmonelami
  - e. stres
2. **Chronická gastritida** – příčinou je osídlení antra bakteriemi *Helicobacter pylori*, vede ke vzniku chronického vředu
3. **Atrofická gastritida** – je omezena na fundus, krycí buňky atrofují, snižuje se sekrece kyseliny

- **Akutní eroze a vředy**

- a. **Eroze** – povrchový žaludeční nebo střevní defekt, který neprotrhává hlouběji než ke slizniční svalovině, ve vřed přechází, když proniká vrstvou slizniční svaloviny hlouběji do stěny zažívací trubice = peptický vřed
- b. **Akutní vřed** – kruhovitý nebo oválný, s ostrými okraji
- c. **Chronický vřed** – okraje vyklenuté, stěna vředu má několik vrstev: povrchová vrstva je tvořena nekrotickou tkání, pod ní zánětlivá infiltrace, hlouběji granulační tkáň, zevní vrstvu tvoří vazivová (jizevnatá) tkáň
- d. **Kalózní vřed** – tuhé vazivo kolem vředu, hojí se jizvou, to vede ke stenóze v oblasti vrátníku

**komplikace vředového onemocnění:** krvácení, meléna (černá stolice), stenóza v oblasti vrátníku

- **Poruchy sekrece žaludečních šťáv**

- Achylie – žaludeční šťávy se netvoří nebo jen v nepatrné míře
- Achlorhydrie – netvoří se kyselina a pepsin
- Hypoacidita – snížená kyselost žaludečních šťáv
- Hyperacidita – zvýšená kyselost žaludečních šťáv

- Pylorospasmus – trvalá kontrakce svaloviny vrátníku (vrozené)
- Ructatio – říhání (vypuzení vzduchové bubliny ze žaludku)
- Pyrosis – pálení žáhy

- Singultus – škytavka (vyvolána reflektoricky křečovitými stahy bránice při podráždění bráničního nervu)
- Nausea – pocit nucení na zvracení

#### **Gastroezofageální reflex (GERD)**

- zpětný tok žaludečních šťáv ze žaludku do jícnu, kde dochází k dráždění sliznice jícnu
- **projevy:** bolesti v oblasti žaludku a dolní části jícnu, žaludeční šťávy v ústech, kašel, chraptění, průduškové a plicní komplikace
- **Nádory žaludku**  
Karcinom žaludku je v 95% adenokarcinom vyskytující se v oblasti pyloru či antra. V žaludku se objevují i mnohočetné polypy, leiomyomy, lipomy, fibromy, neurinomy, hemangiomy a vzácně i karcinoid. Rizikové faktory k vzniku nádorů jsou stravovací zvyklosti, chronická gastritida, subtotální resekce žaludku. [9]

### **1.5 Patologie slinivky břišní**

Slinivka břišní je žláza se zevní a vnitřní sekrecí. Denně produkuje asi 1,5 – 3 l zásaditých šťáv, ve kterých se nachází enzymy.

- **akutní pankreatitida (akutní hemoragická nekróza pankreatu)**  
Je to časté onemocnění slinivky břišní, které vzniká z plného zdraví, začíná velmi prudce. Tato nemoc je vyvolána samonatrávením vlastními enzymy slinivky břišní. Vznikají zde fermentativní nekrózy postihující žláзовý parenchym a tukovou tkáň. Enzymy se dostávají do krve a moče a pacienti umírají v šoku na ledvinové a plicní selhání v prudkých vysokých bolestech.
- **chronická pankreatitida**  
Je charakterizována opakovanými mírnými nebo středně výraznými zánětlivými projevy. Z 50 % se jedná o idiopatickou chronickou pankreatitidu (bez predisponujících faktorů), v jiných případech je možnou příčinou alkoholismus, cholelitiáza, hyperlipidemie nebo mutace genu. [9]

### **1.6 Patologie střev, jater a žlučníku**

Poruchy enzymatického štěpení potravy (digesce), a vstřebávání produktů trávení (absorpce), jsou označovány jako **maldigesce** a **malabsorpce**.



Zrychlení peristaltických pohybů tenkého i tlustého střeva vede k průjmům (diarhoe). Průjem trvající více než čtyři týdny se označuje za chronický. Příčiny jsou různé, např. infekce, léky, alergie, maldigesce, malabsorpce, záněty střev, dráždivý tračník, nádory či hormony.

Při zpomalení peristaltiky vzniká zácpa (obstipace). U zácpy se objevují ragády (drobné trhlinky ve sliznici konečníku) a hemeroidy (chorobná rozšíření žil v oblasti konečníku nebo řitního otvoru), které způsobují bolest při vyprazdňování a tím vedou k zácpě. Zácpa se vyskytuje jako primární nebo může být symptomem dalšího onemocnění. Nebezpečnou situací je neprůchodnost střev (ileus), která může vést ke smrti pacienta. Projevuje se bolestmi břicha, zvracením a hromaděním střevního obsahu. Rozlišujeme ileus:

- Mechanický ileus – mechanická překážka brání postupu střevního obsahu (nádorem, zánětem, vývojovými odchylkami, zaškrcením střeva)
- Dynamický ileus – ten se dále dělí na spastický (stah střevní svaloviny) a paralytický (střevní stěna je ochablá a přes tento úsek neprostupuje peristaltická vlna)

Vzhled patologické stolice:

- mazlavá stolice (obsahuje větší množství tuku)
- průjmová stolice (řídká až vodnatá stolice, často u zánětů střev)
- hlenovitá stolice (přítomnost hlenu ve vločkách)
- krvavá stolice (tmavočervená krev ve stolici)
- meléna (tmavá až černá stolice při krvácení z jícnu, žaludku)

### 1.6.1 Záněty jater

- neinfekční – toxické látky, léky (analgetika), alkohol
- infekční – viry, bakterie, plísňe, prvoci, patří sem:

#### **Virová hepatitida**

Je nemoc, kde viry napadají jaterní buňky a způsobují dystrofické změny až nekrózu.

Dělí se na:

- **virová hepatitida A** – přenos perorální, inkubační doba 2-6 týdnů, nepřechází do chronického zánětu, nevyskytuje se nosičství, nemoc špinavých rukou
- **virová hepatitida B** – přenos parenterální (krví, krevními deriváty, močí), pohlavním stykem, inkubační doba 4-26 týdnů, 5-10 % nosičství, 4% přechod do chronického zánětu (jaterní cirhóza, hepatocelulární ca)
- **virová hepatitida C** – přenos parenterální (krevní cestou, u narkomanů jehlami), časný přechod do chronické fáze
- **virová hepatitida D** – může probíhat pouze za přítomnosti viru hepatitidy B
- **virová hepatitida E** – jako typ A, nebezpečný u těhotných žen

#### **Jaterní cirhóza**

Možné příčiny cirhózy jsou např. alkohol, žloutenky, houbové jedy, chemické toxické látky, chronické virové záněty.

- **Alkoholická cirhóza**
  - vznik na podkladě alkoholu po dobu 10 let
  - játra jsou zvětšená, tuhá, nažloutlá, objevují se malé uzly
  - alkoholická steatóza – nejčasnější a nejčastější projev poškození jaterního parenchymu alkoholem, reverzibilní proces (po abstinenci vymizí)
- **Biliární cirhóza**
  - primární – protilátky proti mitochondriím a hladké svalovině
  - sekundární – vzniká při dlouhodobém městnání žluči, která nemůže volně odtékat do střeva
- **Wilsonova choroba** – je výsledkem poškození jater a dalších orgánů nadměrným množstvím mědi, dědičné onemocnění
- **Galaktosemie** – dědičné onemocnění, projevuje se enzymatickým defektem a blokem přeměny galaktózy na glukózu

### 1.6.2 Nemoci žlučníku a žlučových cest

#### **Cholelitiáza**

Je nejčastější onemocnění žlučníku, hlavně u žen. Žlučové kameny bývají často asymptomatické (někdy se neprojeví vůbec), jindy se projevuje záchvatovou bolestí – kolika. Rizikové faktory jsou věk a pohlaví, etnická a geografická příslušnost, vliv prostředí, dědičnost.

#### **Záněty žlučníku**

- Projevují se bolestivostí pod játry
  - flegmonózní a ulceroflegmonózní zánět – nejčastěji
  - gangrenózní zánět – stěna žlučníku prosáklá, nekrotická a tmavozeleně zbarvená
  - empyém žlučníku – nahromaděný hnis ve žlučníku
  - hydrops žlučníku – nahromadění čiré tekutiny ve žlučníku z důvodu zaklínění krčku žlučníku

### 1.6.3 Střevní záněty

#### **Idiopatická zánětlivá střevní onemocnění**

- Jde o chronická onemocnění neznámé příčiny.
  - **Crohnova nemoc** – může se vyskytovat v celé zažívací trubici, je však nejčastěji postiženo terminální ileum a tlusté střevo, způsobuje bolesti břicha, krvácení, průjemy, hmotnostní úbytek
  - **Ulcerózní kolitida** – zánětlivé onemocnění, které postihuje pouze tlusté střevo (může se rozšířit na celé střevo), začíná v oblasti rekta [9]

## 1.7 Elektrogastrografie

Elektrogastrografie (EGG) je neinvazivní elektrofyziologická technika používaná k záznamu žaludeční myoelektrické aktivity pomocí elektrod umístěných na břiše. Podle způsobu uložení elektrod můžeme mít invazivní (nitrožaludeční) nebo neinvazivní (perkutánní) snímání pomocí přístroje zvaného elektrogastrogram. Tato metoda je využívána ke zhodnocení trávicího traktu u pacientů s nevysvětlitelnou příčinou nauzey, zvracení, postprandiální břišní bolesti, gastroparézy a jiných trávicích obtíží. Kromě toho se EGG používá v klinických studiích v gastroenterologii, ale může taky představovat atraktivní metodu ke studiu interakcí mezi mozkem a trávicím traktem. Ve srovnání s literaturou o elektrokardiografii, kde se dá najít mnoho poznatků, zůstává literatura o EGG méně početná. [4]

EGG není v klinické praxi široce implementován. Hlavní důvody jsou:

1. nedostatečná standardizace umístění elektrod
2. časově náročné diagnostické postupy
3. složité nastavení vícekanalového záznamu [12]

V současné době EGG nediodagnostikuje konkrétní onemocnění, ale prokazuje motorické dysfunkce žaludku v různých patologických stavech, jako je gastroparéza a funkční dyspepsie.

U invazivní metody je zavedena sonda s kalomelovou elektrodou do žaludku. Vodivé spojení s žaludeční sliznicí je zajištěno slaným roztokem. Na horní končetině je připojena referenční elektroda. Cizí těleso v žaludku ovlivňuje jeho činnost a tím i pořizovaný záznam, proto se zavádí jenom jedna elektroda do žaludku. [11]

U neinvazivní metody se elektrody umístí na břišní stěnu. Lze použít více svodů a tím lépe sledovat motilitu žaludku. Neexistuje jednotný návod na umístění elektrod, a proto se v dalších kapitolách podíváme taky na různé způsoby rozmístění elektrod na břišní stěnu. Toto snímání je taky výhodné kvůli menší náročnosti na přípravu, je šetrnější i rychlejší. [11]

Frekvenční a napěťový rozsah jednotlivých snímacích metod je sumarizován v Tabulka 1.

Tabulka 1 Frekvenční a napěťový rozsah pro invazivní a neinvazivní snímání [11]

$U_{pp}$	frekvenční pásmo	snímač
0,1 mV – 10 mV	0,01 Hz – 5 Hz	nitrožaludeční el.
10 $\mu$ V – 500 $\mu$ V	0,01 Hz – 5 Hz	povrchové el.

### 1.7.1 Historie EGG

Neinvasivní záznam elektrické aktivity žaludku pomocí kožních elektrod poprvé provedl Alvarez v roce 1922 na „malé staré ženě, jejíž břišní stěna byla tak tenká, že její žaludeční peristaltika byla snadno viditelná“ [6]. Nezávisle to znovu objevili Davis et al. [7], ale žaludeční původ EGG byl přesvědčivě prokázán až v roce 1975 Brownem et al. [8]. V té době se považovalo za rozumné očekávat, že poruchy motility žaludku budou doprovázeny narušením elektrické aktivity a že elektrická aktivita bude mít tedy diagnostický význam.

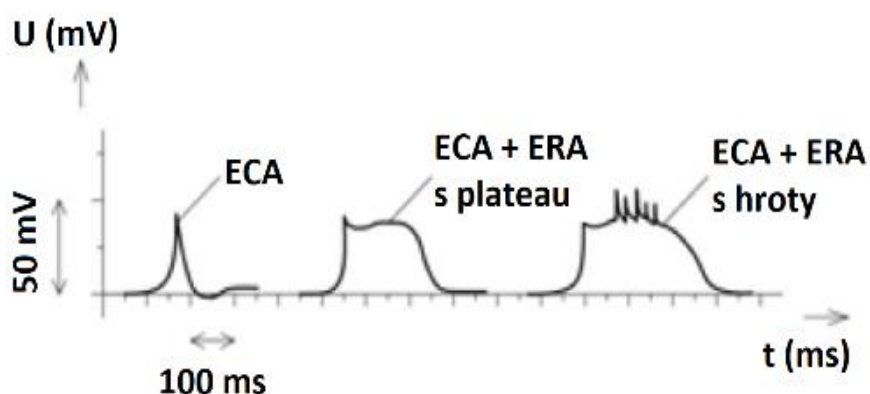
### 1.7.2 Myoelektrická aktivita žaludku

Klidový membránový potenciál (KMP) buněk hladké svaloviny je cca – 60mV. Práh pro vznik akčního potenciálu (AP) je asi -40 mV. Spontánní elektrická aktivita žaludku je startována v pacemakerové oblasti, kde pro normální funkci je důležitá schopnost vytváření tzv. bazálního elektrického rytmu (BER= pomalé vlny).

Tyto pomalé vlny mají výrazné tvary vln, které se skládají z relativně rychlých depolarizací, po kterých následuje částečná repolarizace a plató fáze, která může trvat několik sekund. V distální části žaludku často existuje řada rychlejších oscilací v plató fázi. V literatuře jsou tyto události zmiňovány jako *špičkové potenciály* tzv. hroty. [4][5]

**Elektrická aktivita se dělí na:**

- ECA – řídicí aktivita, která není projevem kontrakce hladkého svalstva, ale je považována za nezbytnou aktivitu, ne však dostatečnou pro žaludeční kontrakce
- ERA – odpovědní aktivita, projev kontrakce hladkého svalstva následující těsně za výskytem řídicí aktivity ECA



Obrázek 10 Elektrická a kontraktlní aktivita žaludečních buněk hladkého svalstva [11]

ECA patří mezi **pomalé vlny** tzv. *slow waves* (viz Obrázek 10). Je považován za nezbytnou aktivitu, ne však dostatečnou pro žaludeční kontrakce. Perioda výskytu je cca 20 s, opakovací frekvence je velmi malá, a proto se udává v cpm (cycles per minute – cykly za minutu). Mění se v závislosti na orgánu, u žaludku jsou to asi 3 cykly/min, v oblasti duodena je frekvence vyšší, a to 12 cyklů/min. U žaludku při

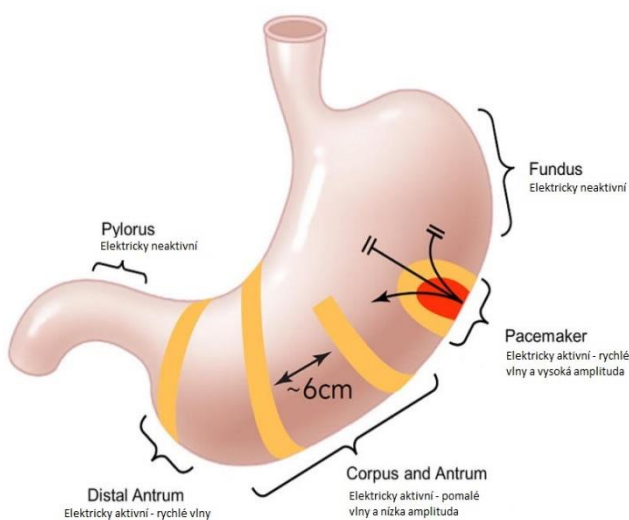
frekvenci menší než 3 cpm hovoříme o bradygastrii, naopak při větší o tachykardii. Pomalé vlny jsou generovány Cajovými buňkami a vznikají pravděpodobně v důsledku vstupu sodíku a vápníku do buňky. ECA nevedou ke vzniku kontrakce, pokud na nich nenasedá ERA.

**ERA** neboli **hrotové potenciály** jsou pravé AP nasedající na pomalé vlny. Objevují se, pokud hodnota pomalých vln dosáhne prahové hodnoty ( $\sim 40$  mV). Během aktivity ERA s výskytem hrotů byla kontrakce buňky mnohonásobně silnější. Výskyt plateau v rámci ERA je vysvětlován aktivací pomalých vápníkových kanálů, přičemž hroty jsou výsledkem rychlých. Špičková hodnota napětí buněk in vitro dosahuje hodnoty až 80 mV, v nitrožaludečním snímání EGG se amplituda pohybuje v rozmezí 0.1–10 mV, u perkutánního snímání z povrchu břišní stěny je to pouze 10–500  $\mu$ V. [11]

### 1.7.3 Patologie myoelektrické aktivity žaludku

Stejně jako u srdce, může abnormální pacemakerová aktivita a elektrická aktivita v jiných oblastech žaludku nahradit fyziologický rytmus 3 cpm. Mezi důležité abnormality rytmu je považována bradygastrie, tachygastrie, tachy-bradydysrytmie, ale i absence zvýšení výkonu při měření EGG po nasycení probanda. **Bradygastrie** se vyvíjí, když dochází k polarizaci při frekvencích nižších, než je obvyklé. U bradygastrie je kontraktilní účinnost žaludku snížena v důsledku snížení počtu antrálních<sup>1</sup> kontrakcí. **Tachygastrie** se objevuje, když pacemaker žaludku, často v antru, vytváří abnormálně vysokou frekvenci, která pohání zbytek žaludku. Během tachygastrie je žaludek obvykle tonický<sup>2</sup>. V některých případech je aktivita ektopického<sup>3</sup> pacemakeru nestabilní, pokud jde o frekvenci a umístění, což vede ke smíšené žaludeční **tachy-bradydysrytmii**. Každý z těchto rytmů může být přítomen po velmi krátkou dobu u zdravých jedinců, ale patologické stavy mohou být spojeny s prodlouženou dobou narušeného rytmu. [4][5][11][13]

Definice normogastrie neboli normální rozsah žaludeční frekvence u lidí, je různý v závislosti na autorech studií. Tabulka 2 ukazuje průměr z různých studií, které uvádí údaje cpm pro fyziologickou i patologickou žaludeční myoelektrickou aktivitu. Upraveno ze zdroje [17].



Obrázek 11 Schéma lidského vodivého systému žaludku[16]

<sup>1</sup> distální třetina žaludku nad sfinkterem pyloru

<sup>2</sup> charakterizovaný zvýšeným svalovým napětím

<sup>3</sup> mimo obvyklé místo

Tabulka 2 Frekvenční rozsah myoelektrické aktivity žaludku [17]

Normogastrie	Bradygastrie	Tachygastrie
2,3 – 3,9 cpm	0,5 – 2,1 cpm	3,8 – 9,8 cpm

#### 1.7.4 Snímání EGG

EGG signál má nízkou frekvenci (kolem 0,05 Hz) a velmi malou amplitudu v rozmezí 10–500  $\mu\text{V}$ . Proto by měly být eliminovány jakékoli rušivé podněty, které by mohly narušit měřený signál, např. jiné elektrické signály, pohyby, či mluvení probanda.

Přístroj, který zaznamenává žaludeční myoelektrickou aktivitu se nazývá elektrogastrograf. Slouží k vyšetření žaludku, jeho reakcí na léky či potravu. Součástí vyšetření jsou Ag/AgCl elektrody, které na sobě mají vrstvu elektrovedného gelu pro zlepšení vodivosti, spolehlivou akvizici kožního signálu a snížení impedance pod 10 k $\Omega$ .

EEG signál by měl být zaznamenáván v tiché místnosti, aby se minimalizovaly nežádoucí elektrické signály, které by mohly být detekovány kožními elektrodami. Probanda lze umístit do jakékoli pozice, od polohy na zádech až po 45 ° inklinaci (sed), pokud je po dobu testování zachována jeho neměnná poloha a pohodlí. Změny polohy mohou změnit parametry EGG vztahující se k amplitudě signálu, proto by pacient měl po dobu záznamu zůstat nehybný. Jakékoli chloupky na pokožce překrývající žaludek by se měly oholit, aby se zlepšilo vedení.

Stejně jako u jiných testů trávicího traktu, se záznamy EGG nejčastěji provádějí na lačno. Léky, které mohou změnit žaludeční myoelektrickou aktivitu, by se měly přestat brát nejméně 48 hodin před testováním.

Existuje hned několik konfigurací pro vhodné umístění elektrod, avšak neexistuje žádná standardizovaná. Správné umístění elektrod EGG je důležité pro zajištění získání vysoce kvalitního žaludečního myoelektrického signálu. [13][14][18]

Jedno z možných umístění elektrod pro jednobanálový záznam:

Mezi mečovitý výběžek (konec hrudní kosti) a pupek je umístěna jedna elektroda, další elektroda je vlevo od první elektrody v úhlu 45° a poslední elektroda, která je zemnicí je umístěna v levém podžebří horizontálně s první elektrodou. Další konfigurací je umístění elektrod pro čtyřkanálový záznam. Zde je zapotřebí čtyř elektrod (Ch 1-4), jedné referenční (R) a zemnicí elektrody (G). [13]

#### 1.7.5 Nahrávání EGG

Pro výkon EGG je nezbytných několik komponent. Všechny komponenty záznamového systému EGG musí být elektricky izolovány od probanda, aby byl zajištěn jednosměrný tok proudu z kůže do zesilovačů. Signály EGG jsou získávány pomocí elektrokardiografických elektrod připevněných k pokožce břišní stěny.

Ke zpracování signálu EGG pro následnou analýzu jsou zapotřebí zesilovače a filtry. **Zesilovače** jsou vyžadovány kvůli relativně slabému žaludečnímu signálu získávanému (10–500  $\mu\text{V}$ ). Ideální EGG zesilovače by měly být schopny zesílit signál a zamezit vzniku rušení, a zároveň mít co nejmenší vlastní

šum. **Filtry** s dolní a horní propustí při 0,016 Hz pro dolní propust a 0,3 Hz pro horní propust pomáhají eliminovat drift, odstraňují signály z jiných zdrojů (srdce, tenké střevo a některé frekvence tlustého střeva) a taktéž eliminují některé artefakty vyskytující se v důsledku dýchání a pohybu probanda. Měřicí aparatura musí obsahovat **A-D převodník** schopný digitalizovat signál. Je žádoucí digitálně filtrovat signál až po jeho analogově-digitálním převodu, protože digitální filtry jsou přesnější.

Optimální **délka nahrávání** není klinicky definovaná, odvíjí se na základě daného vyšetření a následné analýzy.

Na kvalitě naměřeného záznamu EGG a jeho správné interpretaci se velkou měrou také podílí **vzorkovací frekvence**. Nízká vzorkovací frekvence odhaluje jen správný trend záznamu, ale nepřináší statisticky významné výsledky. Na druhou stranu příliš velká vzorkovací sekvence má za následek velký objem dat, což není žádoucí. [13][18]

Vzorkovací frekvence byla minimálně dvakrát vyšší, než je nejvyšší frekvence signálu, který nás zajímá. Jedním z nejdůležitějších účinků vzorkování analogového signálu je tzv. „aliasing“. Vyskytuje se jako přímý důsledek neplatnosti vzorkovacího teorému tzv. Nyquistův–Shannonův vzorkovací teorém, který říká, že přesná rekonstrukce spojitého, frekvenčně omezeného signálu z jeho vzorků je možná tehdy, pokud byla vzorkovací frekvence vyšší než dvojnásobek nejvyšší harmonické složky vzorkovaného signálu.

Pokud tato podmínka není splněna, dochází k překrytí frekvenčních spekter vzorkovaného signálu, a tedy i k překrytí informace. Pokud tento jev nastane, jeho následky se odstraňují jen velmi těžce. Proto se před A-D převodník používá tzv. „antialiasingový filtr“, který je realizovatelný jako dolní propust, jenž filtruje frekvence vyšší, než jsou frekvence odpovídající vzorkovacímu teorému. [15]

## 1.8 Artefakty během snímání EGG signálu

Tabulka 3 Frekvenční rozsahy pro různé typy šumů během akvizice EGG signálu [15]

Artefakty vznikají hlavně pohyby probanda, např. pohyby končetin a těla, srdeční aktivitou, pohybem tenkého střeva a dýchacími pohyby, neboť jejich frekvenční pásma se s dýcháním částečně překrývají.	Složení EGG	Frekvence [Hz]	Frekvence [cykly/min]
	Respirační	0,20 – 0,40	12–24
	Tenké střevo	0,13 – 0,20	8–12
	EKG	1,00 – 1,30	60–80
	Pohybové artefakty	V celém rozsahu	V celém rozsahu

Artefakty vznikající při pohybu mají frekvenci v celém rozsahu, proto by měl být probandovi zamezen pohyb. Artefakty jsou obvykle charakteristické svým náhlým vzestupem amplitudy. Jejich frekvence a cpm jsou uvedeny v

Tabulka 3).



### 1.8.1 Manifestace EGG signálu

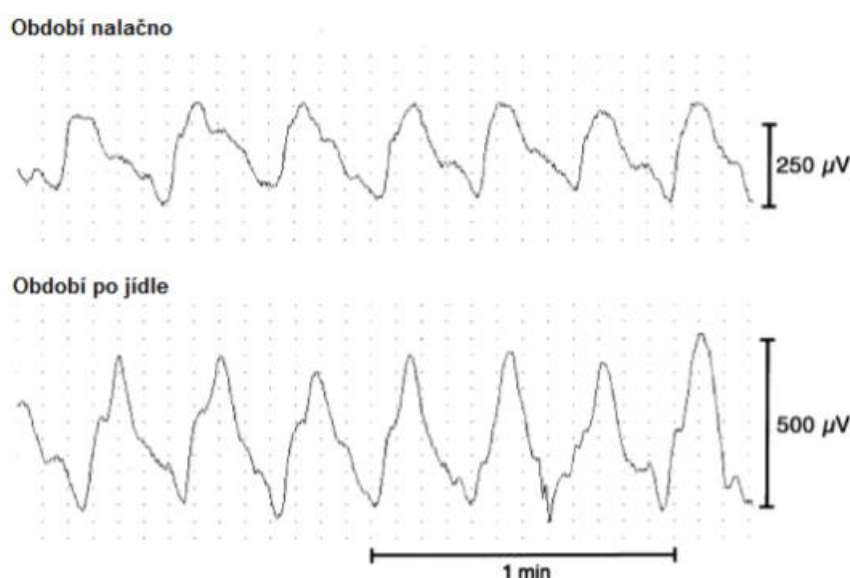
EGG se často zpracovává stejným způsobem jako elektrokardiogram, tj. odečtením zaznamenané křivky z časové domény. Záleží hlavně na zkušenosti. Zatímco tradiční metoda FFT může získat informace o spektru EGG, nemůže velmi dobře odrážet informace o amplitudě, protože v EGG je mnoho šumů a tyto šумы mohou přinést informaci o posunu špičkové hodnoty. A taktéž se nedá získat sjednocené informace o čase a frekvenci. Hlavním ukazatelem EGG signálu je jeho dominantní frekvence (DF). Používá se proto frekvenční analýza. Ta se provádí za pomoci rychlé Fourierovy transformace (FFT) u navzorkovaného signálu. Pro časově-frekvenční analýzu (změny frekvenčního spektra v čase) se používá metoda spektrálních kulis. [15]

### 1.8.2 Vizuální analýza EGG

Vizuální analýza je zapotřebí k odhalení artefaktů a k identifikaci arytmií. Je možné dle toho zjistit, zda se amplituda signálu zvyšuje v postprandiálním měření nebo nikoliv. Artefakty jsou obvykle snadno rozpoznány jako vysoké píky vyskytující se mimo rozsah EGG signálu. Chyby mohou být minimalizovány omezením pohybu.

Pokud na EGG záznamu není vykazován výskyt abnormálních rytmů po dobu 70 % trvání záznamu, můžeme ho považovat za normální. Při počítačové analýze je EGG signál považován za abnormální, pokud se dominantní frekvence (DF) pohybuje v tachygastrii nebo bradygastrii více než z 30 %. [37]

Po požití jídla můžeme vidět níže na obázku zvýšení amplitudy, resp. výkonu.



Obrázok 12 Záznam EGG v období nalačno a po jídle s frekvencí 3 cpm [37]

## 2 Rešerše technik pro akvizici a zpracování EGG signálu

Táto část pojednává o nastudovaných metodách pro snímání a zpracování EGG signálu. Jsou tady obsaženy články, které byly nalezeny v různých internetových databázích, např. PubMed.

### 2.1 Rozložení elektrod během snímání EGG

V této kapitole jsou studie ukazující především různé konfigurace snímání EGG signálu pomocí elektrod. Neexistuje žádná standardizovaná konfigurace. Mnoho klinických studií použila 2 až 4 elektrody. Existují i studie, kde byla použita mřížka 17 elektrod (Richter et al., 2017), která se později ukázala jako příliš velká.

#### 2.1.1 Elektrogastrografie dospělých jedinců a dětí: síla, nedostatky a klinická významnost neinvazivní snímání žaludeční myoelektrické aktivity – review článků

Riezzo G, Russo F, Indrio F. Electrogastrography in adults and children: the strength, pitfalls, and clinical significance of the cutaneous recording of the gastric electrical activity. *Biomed Res Int*. 2013;2013:282757. doi:10.1155/2013/282757

#### Úvod:

Kožní elektrogastrografie (EGG) je neinvazivní technika, která zaznamenává žaludeční myoelektrickou aktivitu pomocí elektrod umístěných na povrchu břicha. Pomocí EGG lze vyhodnotit normální a abnormální žaludeční elektrickou aktivitu a z toho odvozené dysfunkce žaludeční motility. Zájem je do značné míry způsoben neinvazivností a jednoduchostí této metody. EGG stále trpí několika omezeními, například obtížemi při záznamu a analýze signálu. Některé otázky jsou stále nezodpovězeny: kterou myoelektrickou proměnnou lze spolehlivě zaznamenat? Jak EGG koreluje s žaludeční motilitou a vyprazdňováním žaludku? A jakou roli hraje EGG při diagnostickém zpracování? V této studii se pokusili popsat patofyziologii myoelektrické aktivity žaludku, záznam a zpracování metodiky EGG s důrazem na multikanálový záznam a možné klinické použití EGG.

#### Metody záznamu EGG:

EGG se obvykle musí zaznamenávat v tiché odhlučněné místnosti a minimalizovat mimokožní elektrický signál, který by mohl být detekován kožními elektrodami. Taktéž je potřebné zredukovat rozptylování pacienta, což by mohlo podpořit pohyb pacienta.

Všechny součásti systému pro záznam EGG musí být elektricky izolovány od pacienta, aby byla zajištěna jednosměrnost toku proudu z kůže do zesilovačů.

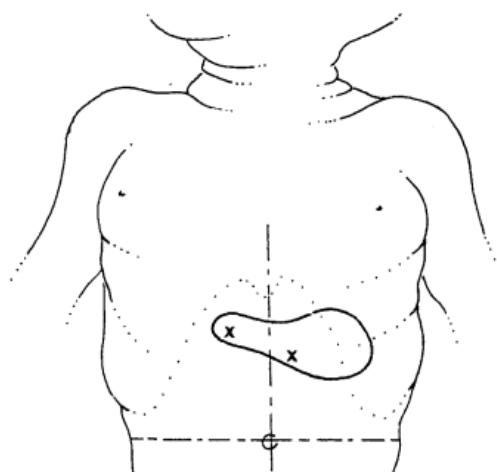
Elektrokardiografické dopředu nageťované Ag/AgCl elektrody jsou použity, protože umožňují spolehlivé získávání EGG signálu.

Počet kanálů a poloha elektrod závisí od autorovy preference a zkušenosti vyšetřovatele. Takže různé konfigurace EGG elektrod mají své benefity i omezení. Některé mapy používají kožní referenční body jako orientační body pro tvar a polohu žaludku [21] [22], zatímco alternativní nastavení bere v úvahu skutečnou polohu a tvar žaludku vyhodnocen pomocí zobrazovací diagnostiky (rentgen nebo ultrazvuk) [23] [24] (Tabulka 4).

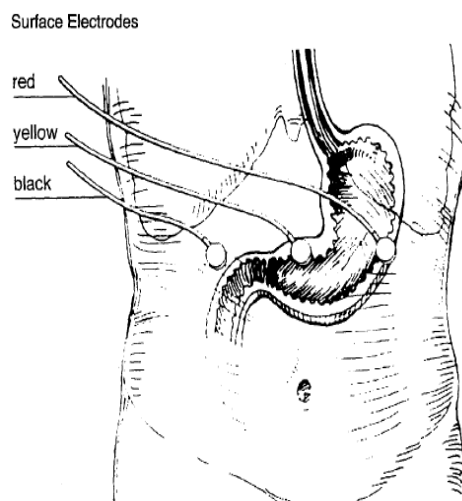
Tabulka 4 Popis konfigurací elektrod a jejich srovnání v jednotlivých studiích

<b>Autoři</b>	<b>Pozice na břišní stěně</b>	<b>Pozice elektrod</b>
Mintchev et al., 1993 [21]	Kožní referenční body	Proximální elektroda 5 cm nalevo od mečovitého výběžku Řada čtyř elektrod (3 cm od sebe)
Patterson et al. [22]	Kožní referenční body	první elektroda mezi pupkem a mečovitým výběžkem druhá elektroda na levé straně břicha, 1 cm pod nejnižším žebrem (Obrázek 12)
Koch and Stern, 2004 [23]	Ultrazvuk	2 elektrody položené vedle sebe na antropylorické ose referenční elektroda položená 3 cm pod pravým nejnižším žebrem (Obrázek 14)
Mirizzi and Scafoglieri [24]	Rentgen/ultrazvuk	řetězec 6 elektrod (3 bipolární kanály)
Chen et al., 1999 [25]	Kožní referenční body	5 elektrod Elektroda 3 je umístěna do poloviční vzdálenosti mezi mečovitý výběžek a pupek, elektroda 4 je přiložena 4 cm vpravo horizontálně od třetí elektrody a elektrody 1, 2 jsou umístěny vlevo v úhlu 45° nad třetí elektrodou s rozstupem 4–6 cm v závislosti na velikosti subjektu. Referenční elektroda je umístěna horizontálně vpravo od první elektrody, a zároveň musí být vertikálně se třetí elektrodou a zemnicí elektroda je přiložena v levém podžebří horizontálně se třetí elektrodou (Obrázek 13)

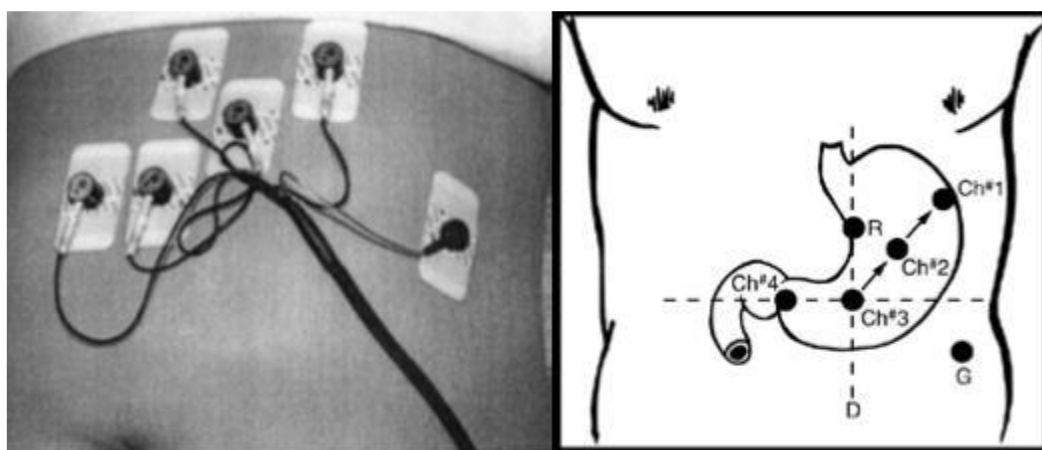
Pro důkladné rozmístění elektrod je zapotřebí 15 minut, poté kompletní záznam EGG sestává z preprandiálního<sup>4</sup> a postprandiálního<sup>5</sup> záznamu. Pro vyšetření EGG neexistuje stanovená optimální délka. Předchozí ambulantní zapisovač EGG sestával z jednoho kanálového předzesilovače, analogového filtru pásmové propusti, A/D převodníku, 96 kB paměti a centrální ovládací jednotky. Další krok pro ambulantní EGG byl vývoj vícekanálového přenosného systému, který umožňuje až 8 bipolárních kanálů. Vícekanálový systém EGG je vyžadován pro lepší měření a pro analýzu šíření signálu.



Obrázek 12 Umístění elektrod pro jednokanálový záznam u novorozenců [Patterson et al.]



Obrázek 14 Umístění elektrod pro jednokanálový záznam [Koch and Stern]



Obrázek 13 Umístění elektrod pro čtyřkanálový záznam [Chen et al., 1999]

<sup>4</sup> Objevující se před jídlem

<sup>5</sup> Objevující se po jídle

### Analýza a interpretace EGG dat:

Kožní elektrogastrogram je sinusového tvaru s frekvencí asi 20 s a velmi slabou amplitudou, která se pohybuje od 50 do 500  $\mu\text{V}$  a několik dalších překrývajících se signálů (tj. tenké střevo, tlusté střevo a srdce, dýchání a pohyb).

Protože EGG signál má přibližně sinusový tvar, rychlá Fourierova transformace (FFT) lze použít na časový signál EGG, který generuje frekvenční spektrum. Aplikace FFT na relativně dlouhý signál EGG poskytuje přesné informace o dominantní frekvenci žaludku, ale kolísání frekvence nebo amplitudy elektrické aktivity žaludku nelze vyhodnotit. Abychom to dokázali popsat, můžeme použít běžící spektrální analýzu (*running spectrum analysis*, RSA), která provádí analýzu v čase pro frekvenci i amplitudu.

Následující parametry jsou obvykle vypočteny:

- (a) Hlavní dominantní frekvence (DF) and výkon
- (b) Procento dominantní frekvence – je rozděleno do třech rozmezí (normogastrie, bradygastrie, tachygastrie) a zdravý jedinec má  $\geq 70\%$  časového EGG záznamu v rozsahu normogastrie (2–4 cpm)
- (c) Výkonový poměr je používán, protože hodnoty EGG výkonu jsou ovlivněny několika faktory (vodivost kůže, vzdálenost elektrod od břišní stěny, tvar břicha atd.). Proto výkon EGG může být vyhodnocen jako poměr postprandiálních k preprandiálním hodnotám EGG výkonu.
- (d) Koeficient nestálosti je definován odchylkou v rámci DF. Je vypočtena jako směrodatná odchylka vydělena střední hodnotou frekvence

### Zhodnocení EGG dat:

Někteří autoři vyhodnotili EGG, které bylo nahráváno jak perkutánně, tak i nitrožaludečně zároveň. Pezzolla et al. prokázal, že elektrická aktivita EGG nahrána z povrchu břišní stěny a následně analyzována FFT nese relevantní informace o reálné myoelektrické aktivitě žaludku před i po gastrektomií<sup>6</sup>.

### *Charakteristiky pacientů*

Mezi charakteristiky, které mohou ovlivnit EGG signál jsou věk, etnicita, body mass index (BMI). Bylo prokázáno, že u starších jedinců v porovnání s mladšími je přítomnost pomalých vln menší. Vyprazdňování žaludku bylo taky zpožděné proti skupině mladých jedinců. V jiné studii (multicentrická studie, která je rozebrána v rešeršní části) se ukázalo že BMI a etnicita může mít impakt na EGG signál. Ve studii, která se zabývá myoelektrickou aktivitou žaludku u dětí se neprokázala korelace věku, pohlaví nebo BMI s EGG signálem. Významný rozdíl byl nalezen při porovnání pre – a postprandiální měření, kdy výkon EGG byl zvýšen po jídle.

### *Příjem jídla*

Příjem jídla se považuje za fyziologický stimul schopný aktivovat anebo měnit hormonální a mechanickou aktivitu žaludku. Trávení jídla v závislosti na chemickém složení zvýší EGG výkon a

---

<sup>6</sup> Odstranění části žaludku

paralelně i kontrakce antru, zvětšení žaludku a myoelektrickou žaludeční aktivitu. Už byly provedeny výzkumy, kdy se měnilo nutriční složení jídla a zkoumalo se, jestli to má vliv na EGG signál. Ukázalo se že jídlo s vyšším podílem tuku snižuje výkon EGG, ale nemá žádný vliv na frekvenci žaludeční pomalé vlny. Také v jedné studii porovnávali efekt osmolarit různých drinků. Bradygastrie byla nahrána po požití hypertonického NaCl roztoku, a naopak hypertonický glukózový roztok vyvolal tachygastrii. Chen and McCallum v jejich studii klasifikovali EGG abnormality u pacientech s gastroparézou do kategorií: pre – a/nebo posprandiální dysrytmie a snížená EGG amplituda po testovacím jídle. Tyto abnormality byly signifikantně častěji se vyskytující u gastroparetických pacientů, než u zdravých jedinců.

#### Klinická významnost EGG:

EGG není schopné diagnostikovat žádnou nemoc, ale poskytuje důkaz o žaludeční dysfunkci paralelně s jinými diagnostickými technikami.

EGG může být atraktivní metoda ke zkoumání patofyziologie nevolnosti a zvracení u těhotných žen. Koch et al. Nahrával EGG záznamy u těhotných žen s a bez nevolnosti. Žaludeční dysrytmie zaznamenali jen u první skupiny žen, které měly nevolnost.

Ve studii, která se zabývala korelací rakoviny žaludku s EGG parametry signálu se ukázalo, že rakovinové faktory neovlivňují EGG parametry.

Abnormální žaludeční myoelektrická aktivita může hrát roli u syndromu cyklického zvracení. Děti s tímto syndromem byly podrobeny výzkumu, který ukázal epizody preprandiální tachygastrie a také u všech dětí (se syndromem i bez) byla zaznamenána posprandiální tachygastrie. U asymptomatických dětí se syndromem se tachygastrie prokázala pouze po testovacím jídle.

#### Závěr:

Podstatnou otázkou této práce bylo, zda se dá EGG považovat za přínosnou diagnostickou metodu. Je zřejmé, že mnoho otázek musí být ještě vyřešeno, aby se z EGG stal spolehlivý diagnostický test pro pacienty s dysfunkcemi motility žaludku. Stále neexistují žádná standardní doporučení pro konfiguraci elektrod, délku záznamu a testování jídla stejně jako standardizována analýza a konečná interpretace. Kromě toho jsou fyziologické i patologické rozsahy (cpm) rozporuplné mezi mnoha vyšetřovateli. Otázkou je, zda jsou dysrytmie původci konkrétního gastrointestinálního syndromu nebo jsou jen druhotným efektem, stále zůstává otevřené ke zkoumání.

### 2.1.2 Multikanálová elektrogastrografie na zdravých probandech: multicentrická studie

Simonian HP, Panganamamula K, Parkman HP, Xu X, Chen JZ, Lindberg G, Xu H, Shao C, Ke MY, Lykke M, Hansen P, Barner B, Buhl H. Multichannel electrogastrography (EGG) in normal subjects: a multicenter study. *Dig Dis Sci.* 2004 Apr;49(4):594-601.

#### Cíl práce:

Pomocí multikanálové elektrogastrografie (EGG) zapsat žaludeční myoelektrickou aktivitu a zjistit, jestli existují rozdíly ve věku, pohlaví, body mass indexu (BMI) a lokaci. U 61 zdravých jedinců ze 4 lokací, bylo zaznamenáno multikanálovou EGG před jídlem po dobu 1 h, a následovalo 1h náhrávka po testovacím jídle. Zkoumané proměnné zahrnovaly dominantní frekvenci (DF), její sílu, procentu času v 2–4 cpm frekvenci, a procento vazeb pomalých vln (*slow-wave coupling*, %SWC). Nenašly se žádné významné rozdíly v EGG parametrech v porovnání s pohlavím nebo věkem. Jedinci s vyšším BMI > 25 měli nižší absolutní hodnoty DF výkonu, ale podobný nárůst v postprandiálním DF výkonu. Našlo se snížení v postprandiální %SWC u Evropanech/Aziatech v porovnání s Američany. Multikanálová EGG poskytuje testování elektrické vazby pomalých vln a k tomu ještě přidružené parametry DF, výkon, a procento normálního rytmu žaludku. Tato multicentrová studie zdravých jedinců ukazuje podobné EGG hodnoty mezi různým pohlavím a věkem. BMI a etnicita mohou mít vliv na některé EGG hodnoty.

#### Úvod:

Žaludeční kontrakce v antru se spouští skrze elektromechanické vazby. Pomalé vlny žaludku (slow waves) vycházejí ze žaludku v pacemakerové oblasti s frekvencí 3 cyklů za minutu (cpm) a šíří se distálně přes antrum směrem k pyloru. Tyto elektrické pomalé vlny určují frekvenci a peristaltickou povahu žaludečních kontrakcí. Elektrogastrografie (EGG) je záznam žaludeční myoelektrické aktivity prováděná kožními elektrodami na břišní stěně.

Ačkoli někteří výzkumníci navrhli, že některé dysrytmie nahrány perkutánně nemusí vypovídat o skutečné povaze, další studie prokázaly dobrou korelaci mezi frekvencí perkutánně získaných EGG záznamech a EGG signály zaznamenané nitrožaludečně ze serosálních vývodů. Zatímco několik studií bylo publikovaných, kde figurovali pouze jedinci z jedné lokace/centra, doteď neexistuje žádná multicentrická studie.

Perkutánní neboli kožní EGG se obvykle provádí pomocí jediného nahrávacího kanálu. Vícekanálové nahrávání EGG bylo navrženo jako způsob, jak zlepšit získané informace. V této technice se žaludeční myoelektrická aktivita zaznamenává z několika různých míst na břiše podél antrální osy.

#### Metodika:

Zdraví kontrolní jedinci byli vybráni pro tuto studii ze čtyř center (Philadelphia, PA; Galveston, TX; Peking, Čína; a Stockholm, Švédsko). 15 jedinců z každého centra bylo různého věku a pohlaví, takže mužští a ženští jedinci byli studováni v každé z následujících věkových kategorií - 18–19, 20–29, 30–39, 40–49, 50–59 a 60–69 let – se 3 dalšími jedinci náhodně rozdělení podle věku a pohlaví. Každý jedinec podstoupil anamnézu a fyzické vyšetření.

Vyloučení ze studie mohlo nastat z následujících příčin:

- (a) předchozí operaci jícnu nebo žaludku
- (b) anamnéza peptického vředového onemocnění
- (c) užívání léků, které mohou ovlivnit funkci trávicího traktu, jako jsou prokinetické látky, antagonisté receptoru histaminu typu 2, inhibitory protonové pumpy, antidepresiva a narkotické analgetické léky
- (d) příznaky související s žaludeční dysmotilitou, jako je nevolnost, zvracení, pálení žáhy a postprandiální distenze břicha
- (e) těhotenství

#### Multikanálové EGG nahrávání

Jedinec přišel na lačno ráno. Šest Ag/AgCl elektrod bylo umístěno na břicho jedince po přípravě břišní pokožky. Elektrody sestávaly ze čtyř aktivních záznamových elektrod, jedné referenční elektrody a jedné zemnicí elektrody. Příprava kůže zahrnovala následující:

- (a) břišní povrch v případě potřeby měl být oholen
- (b) kůže byla očištěna abrazivní pastou pomocí gázy
- (c) na kůži byl nanesen vodivý gel

#### *Umístění elektrod*

Elektroda 3 byla umístěna na půli cesty mezi mečovitým výběžkem a pupkem. Elektroda 4 byla umístěna 4 cm vpravo vodorovně k elektrodě 3. Elektrody 2 a 1 byly umístěny 45° vlevo nahoře od elektrody 3, s odstupem 4 až 6 cm. Zemnicí elektroda byla umístěna na levý postranní okraj vodorovně k elektrodě 3. Referenční elektroda (elektroda 0) byla umístěna v příčném bodě dvou linií, jedna linie horizontální obsahující elektrodu 1 a další linie vertikální obsahující elektrodu 3. Na břicho nad elektrodou 4 výše byl také připevněn snímač pohybu.

#### EGG analýza:

Artefakty byly před analýzou odstraněny. Byly definovány frekvenční rozsahy EGG jako 0,5 až 2,0 cpm pro bradygastrii, 2–4 pro normální rytmus, a 4–9 pro tachygastrii. Prahové hodnoty klasifikace spektra používaly prahové hodnoty 2,5 dB pro každý rozsah. Posuzované proměnné byly:

- a) dominantní frekvence (DF) a její výkon
- b) procentuální čas v normální frekvenci (2 až 4 cpm) pomocí adaptivní spektrální analýzy
- c) průměrné procento pomalých vln (*slow wave coupling*, % SWC) mezi všemi páry čtyř EEG kanálů pro dvě záznamové elektrody jako procentuální čas s rozdílem kmitočtů <0,2 cpm mezi záznamovými elektrodami



### Dominantní frekvence a její výkon

Byla provedena celková analýza spektra (overall spectrum analysis, OSA) na každém kanálu v časové doméně. Segmenty dat byly konstruovány tak, že se vzalo 256 sekund dat ze signálu EGG. Tento segment byl filtrován pomocí horní propusti, aby se odstranily všechny DC<sup>7</sup> složky. Po filtrování segmentu byla provedena rychlá Fourierova transformace pomocí Hammingova okna a bylo vypočteno výkonové spektrum. Tento proces se opakoval na všechny segmenty pro celý signál. Pro každou iteraci byl vytvořen nový segment přesunutím začátku o 128 s dopředu. Když byl celý signál zpracován, výkonová spektra pro každý segment byla spojena dohromady pomocí metody periodogramu. Proto výstupem této celkové analýzy spektra bylo jedno výkonové spektrum poskytující celkovou dominantní frekvenci a její výkon.

### Procento času u bradygastrii, normogastrii, tachygastrii, a frekvenční rozsahy arytmie:

Další běžící spektrální analýza (running spectral analysis, RSA) byla provedena na základě adaptivního algoritmu, aby se vypočítalo procentuální zastoupení času u různých rozsahů. Pro tuto analýzu byl signál rozdělen do 60 s trvajících, po sobě jdoucích segmentů. Segment byl filtrován pomocí horní propusti, aby se odstranily stejnosměrné složky. Byl použitý autoregresní pohyblivý průměrný algoritmus. Výstupem této analýzy je výkonové spektrum pro každý segment. Algoritmus hledá dominantní frekvence ve frekvenčním pásmu klasifikace, která představuje 50 % nebo více analyzovaného signálu. Výpočet toho, kolik procent bradygastrie, normálního rytmu 3 cpm, tachygastrie a arytmie bylo založeno na výstupních výkonových spektrech. Pokud spektrum nespadlo ani do jednoho rozsahu (bradygastrie, normální rytmus, nebo tachygastrie), tak bylo klasifikováno jako arytmiické.

### Procento vazeb pomalých vln (%SWC):

Procentuální vyjádření času, během kterého různé kanály měly podobné frekvence je nepřímé měření vazeb pomalých vln mezi dvěma EGG kanály. Toto bylo měřeno pomocí spektrální analýzy tzv. cross-spectral analysis. Vazba mezi dvěma kanály byla definována jako procento časových intervalů, pro které platí, že rozdíl mezi DF těchto dvou kanálů je menší než 0,2 cpm. Průměrná %SWC hodnota byl průměr ze všech procentuálních vazebných výpočtů pro všechny možné páry elektrod.

### Analýza a statistika:

Každý EGG kanál byl interpretován v počítačovém softwaru od Medtronicu.

Zkoumané hodnoty byly:

- a) dominantní frekvence (DF)
- b) výkon DF
- c) procento času pro normální rytmus (2-4 cpm) pomocí adaptivní spektrální analýzy

---

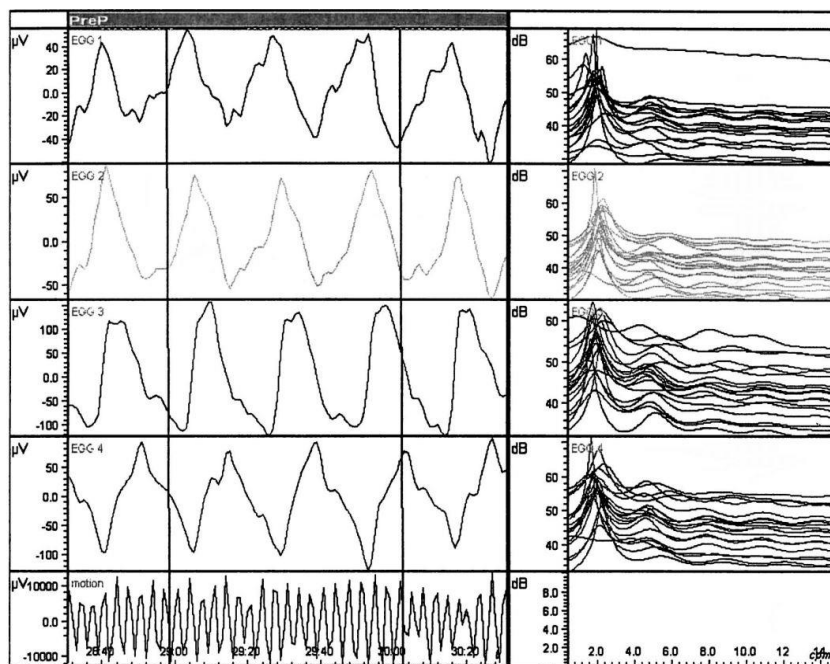
<sup>7</sup> DC filtr slouží k odstranění stejnosměrné složky ze síťového napětí, která je zpravidla příčinou brumu transformátorů

d) průměrná hodnota %SWC

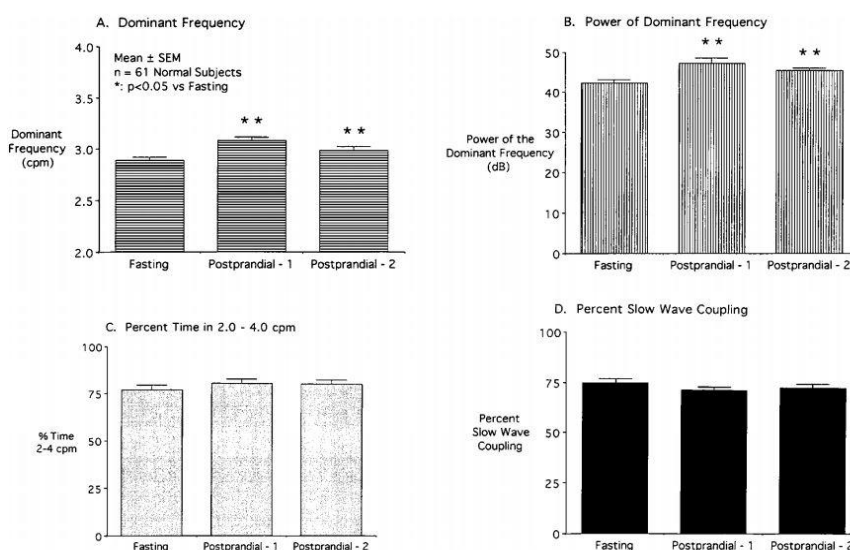
Porovnání bylo provedeno použitím ANOVA testu a Studentského t-testu.

Výsledky:

Ze čtyř lokací bylo podrobena studii 61 jedinců (25 mužů, 36 žen ve věku 18 až 69 let). Na Obrázku č.15 je příklad multikanálové EGG nahrávky od jednoho jedince. Je vidět čtyři záznamové kanály, na kterých je normální rytmus 3 cpm. Dolní záznam je z pohybového detektoru, kde jsou zachyceny respirační oscilace. Pravý sloupec ukazuje adaptivní spektrální analýzu pro každou elektrodu s jejím dominantním vrcholem v rozmezí 2–4 cpm.



Obrázek 15 Multikanálová EGG nahrávka jednoho účastníka. Poslední záznam/řádek je zachycení respirace z pohybového detektoru



Obrázek 16 Grafy dominantní frekvence (A), její výkonu (B), % času v normogastrii (C), % vazeb pomalých vln

Ze všech zkoumaných zdravých jedinců je dominantní frekvence, její výkon zvýšen po jídle (viz Obrázek 16). Dominantní frekvence v kanálu 3 je zvýšená z  $2,89 \pm 0,03$  cpm na  $3,08 \pm 0,04$  jednu hodinu po jídle a  $2,98 \pm 0,04$  cpm dvě hodiny po jídle. Výkon DF se zvýšil z  $42.4 \pm 0.8$  na  $47.4 \pm 1.2$  jednu hodinu po jídle a  $45.6 \pm 0.6$  dB dvě hodiny po jídle.

#### Závěr:

Studie zjistila, že vazby pomalých vln jsou relativně podobné u 75 % nahrávek (včetně před i po jídle). 25 % nahrávacího času naznačuje dysrytmie, ale počítačová analýza pravděpodobně naznačuje špatné získávání signálu nebo zašuměný signál, což je pravděpodobnější, než tvrzení, že vybraní jedinci měli dysrytmii žaludku. V závěrečné diskuzi také pojednávají o potřebě nových studií, které by zkoumaly pomalé vlny u nemocných jedinců nahrávány perkutánně v porovnání s nahrávkami nitrožaludečně. Jestli je možné zachytit ty samé dysrytmie perkutánně. Stručně shrnuté výsledky studie ukázaly postprandiální zvýšení dominantní frekvence a jejího výkonu u zdravých jedinců a taky se mírně zvýšil procentuální čas v rozmezí 2 až 4 cpm po jídle. Tato multicentrická studie ukazuje, že pohlaví a věk nemá vliv na výsledný záznam, zatímco tělesná hmotnost a etnická příslušnost mohou mít vliv. Vícekanálové EGG (dle této studie) je schopné posoudit žaludeční myoelektrickou aktivitu, a tedy může zvýšit diagnostický výnos u pacientů s podezřením na poruchy žaludku.

### 2.1.3 Užitečnost čtyř-kanálového EGG systému s probíhající spektrální analýzou

WON KIM, Deok, Chang YONG RYU a Sang IN LEE. Usefulness of a Developed Four-Channel EGG System with Running Spectrum Analysis. Yonsei Medical Journal [online]. 2000, 41(2), 230-236.

#### Úvod:

Elektrogastrografie (EGG) je metoda, která snímá elektrické potenciály žaludku ze stěny břišní. Je to neinvazivní, levné a jednoduché měření. Navzdory tomu je analýza EGG signálu náročná, a ne správně interpretována. EGG signál má velmi nízkou frekvenci 0.05 Hz a extrémně malou amplitudu (10–100  $\mu$ V). V této studii je využíváno 4-kanálového systému k měření pomalých vln. Tento systém byl porovnáván s komerčně dostupným 1-kanálovým přístrojem Digitrapper EGG. Hledala se nejlepší podobnost okolo 3 cpm, který kanál se nejvíce shodoval s kanálem 1, jehož elektroda byla umístěna na stejném místě jako u komerčně 1-kanálového systému. Výsledky u preprandiálního a postprandiálního záznamu byly statisticky významné a díky nim se dá tvrdit, že multi-kanálový systém snímání EGG je vhodnější k měření.

Komerčně dostupné produkty mají jenom jeden kanál a EGG nemůže být monitorován přímo během samotného nahrávání signálu. Proto se v této studii rozhodli pro sestavení 4-kanálového EGG monitorujícího systému pracujícího v reálném čase.

#### Materiály a metody:

EGG data byla získána od 40 asymptomatických studentů medicíny z Yonseiské univerzity ve věkovém průměru 26 let. Mezi nimi 20 subjektů podstoupilo obojí měření, preprandiální i postprandiální, zatímco 20 elektrogastrogramů bylo získáno pouze nalačno.

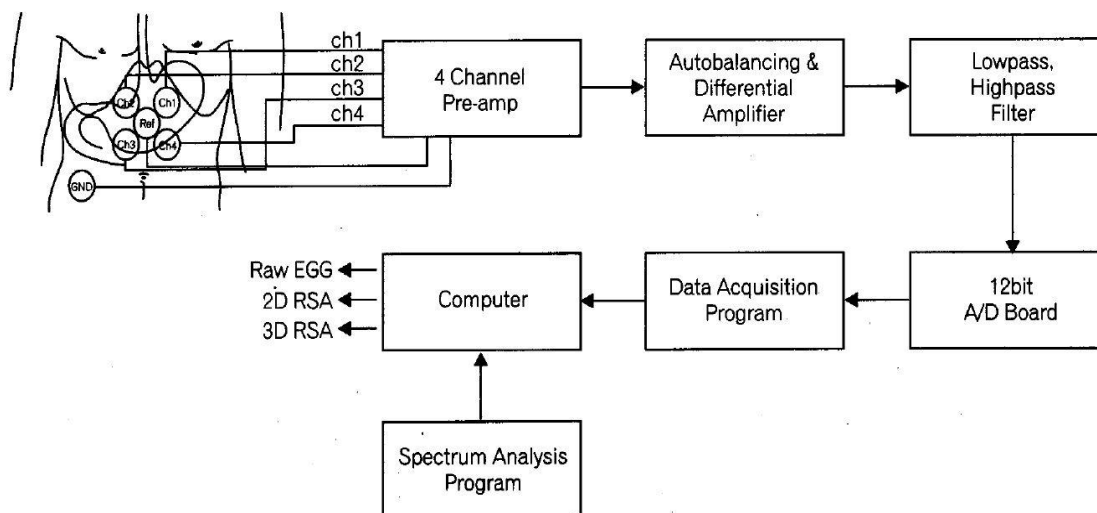
Záznamy byly pořizovány v sedě (lehce nakloněná poloha) po dobu 20 min v obou případech. Postprandiální EGG bylo zaznamenáváno ihned po jídle (sushi a voda). Měření započalo asi 5 minut po umístění elektrod pro získání lepšího signálu. Před měřením byla břišní stěna ošetřena alkoholem v oblastech umísťování elektrod (Obrázek 17).

#### *Umístění elektrod*

Referenční elektroda byla uložena doprostřed mezi distálním koncem sternu a pupku. Vzdálenost mezi měřicími elektrodami od referenční byla přibližně 6 cm. Konfigurace umístění elektrod pro snímání EGG není standardizována s ohledem na unipolární či bipolární snímání, množství elektrod a lokaci.

4-kanálový EGG systém se skládal z hardwaru a softwaru včetně běžící spektrální analýzy (running spectrum analysis, RSA) ke snadné interpretaci signálu. Mezi hlavní komponenty v hardwarové části patří auto-vyvažovací obvod, rozdílové zesilovače, filtry typu dolní a horní propust (viz Obrázek 17).

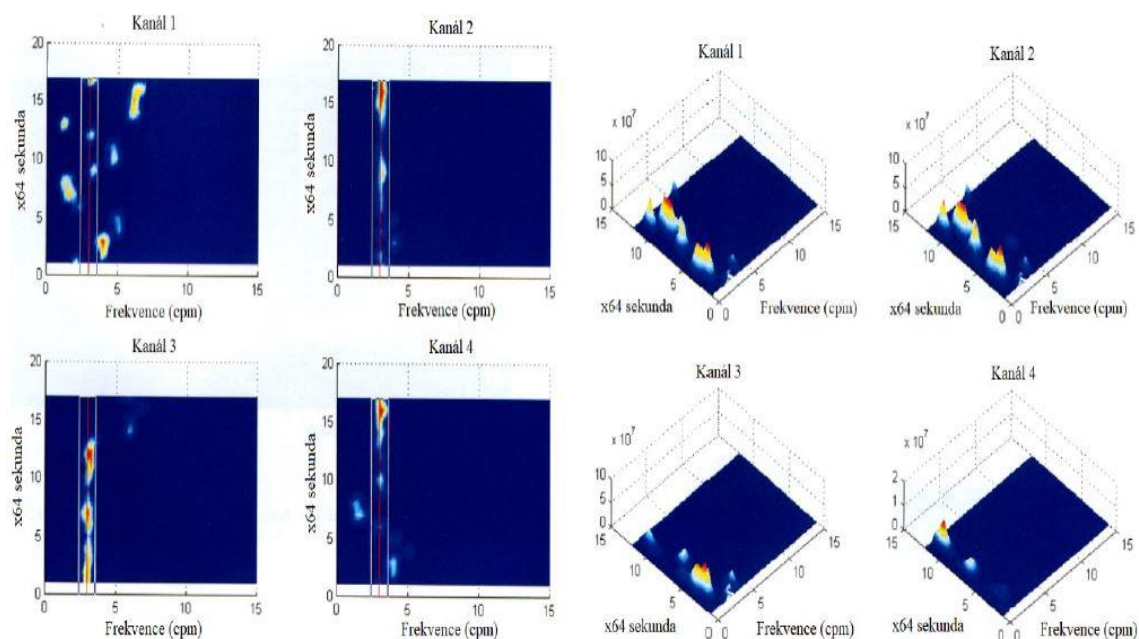
Auto-vyvažovací obvod minimalizoval drift izolinie během pohybových artefaktů. Protože amplituda signálu byla velmi malá, okolo 10 až 100  $\mu$ V, EGG systém potřeboval velké zesílení (39 000násobné), stejně jako vysoce přesné filtry. Vzorkovací frekvence byla zvolena 2 Hz.



Obrázek 17 Blokové schéma a rozmístění elektrod

#### Analýza:

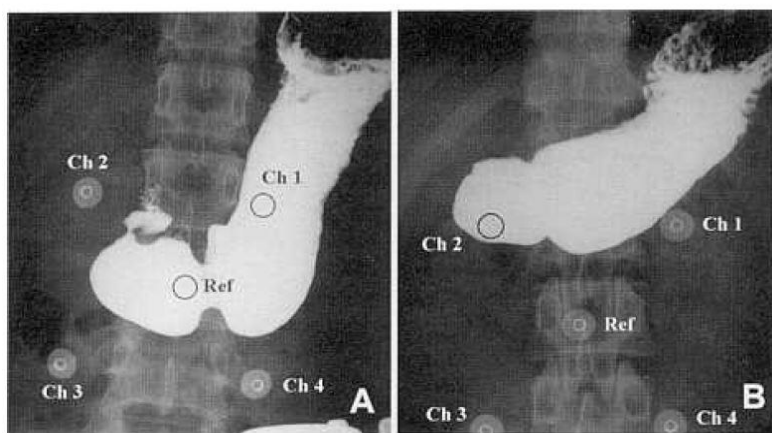
EGG data byla filtrována tak, aby zůstaly kmitočty od 0 do 10 cpm, poté byla zpracována vlnkovou transformací. Následně rychlou Fourierovou transformací (FFT) každých 512 vzorků se 75 % překryvem ke zobrazení 2D a 3D spektra (Obrázek č.18). Jde vidět, že ne všechny kanály ukazovaly normogastrii u nahrávky jednoho pacienta, což značí významnost použití multikanálového snímání v porovnání s 1-kanálovým. (viz Obrázek 18)



Obrázek 18 2D a 3D spektra pro všechny kanály měřeno u jednoho účastníka

Závěr:

Sledování spekter při měření umožnilo modifikovat umístění elektrod a tím docílit nejlepších výsledků. To znamená, že záleží na poloze elektrod. Na obrázku č. 19 lze vidět v levé části normální umístění žaludku, kdežto vpravo je abnormální. V levé části snímku je možno očekávat největší napěťový rozdíl mezi 1-kanálem a referenčním, v pravé části díky abnormálně umístěnému gastru jej nepokrývá žádný kanál. Nelze tedy očekávat adekvátní EGG signály, což může vyústit ve špatnou diagnózu. Tento příklad dokazuje nezbytnost vícekanálového snímacího systému. Existují variabilní rozmístění žaludku u lidí v závislosti na mnoha faktorech. Také je v této studii doporučována větší vzdálenost mezi elektrodami kvůli lepšímu pokrytí a zachycení EGG signálů.



Obrázek 19 Porovnání umístění žaludku. normální (vlevo) versus abnormální (vpravo)

#### 2.1.4 Elektrogastrografie pro psychofyzilogický výzkum: praktické úvahy, automatizace analýzy a normativní data ve velkém vzorku

Wolpert N, Rebollo I, Tallon-Baudry C. Electrogastrography for psychophysiological research: Practical considerations, analysis pipeline, and normative data in a large sample. *Psychophysiology*. 2020;57(9):e13599. doi:10.1111/psyp.13599

##### Cíl práce:

První cíl této studie bylo udělat review už existující literatury, která se zabývá základy elektrogastrografie (EGG), taky o interakcích v mozko-žaludečních cestách a experimentální nálety v kognitivní neurovědě a psychofyzilogii. Dalším cílem bylo popsat praktické problémy, kterým se čelí při nahrávání EGG u zdravých účastníků mladého věku (od získávání dat až po analýzu dat) a v neposlední řadě navrhnout dizajn pro poloautomatickou analýzu spolu. Cílem analýzy je identifikovat pravidelný rytmus, který lze připsat žaludku. Nakonec byly tyto postupy záznamu a analýzy použity u velkého vzorku (N = 117) zdravých mladých dospělých účastníků mužského a ženského pohlaví ve střednědobém (<5 h) až prodlouženém (> 10 h) stavu nalačno, aby se mohlo stanovit normativní rozdělení několika parametrů EGG signálu.

##### Úvod:

Perkutánní elektrogastrografie (EGG) je neinvazivní technika pro záznam žaludeční myoelektrické aktivity z povrchu břicha. Ačkoli probíhá rychlý nárůst vývoje elektrokardiografie, EGG stále trpí několika omezeními. V současné době poskytuje a dodává analýza EGG několik spolehlivých parametrů, jako je frekvence a procento normálních a patologických pomalých vln (bradygastrie a tachygastrie). V současné době EGG nedokáže diagnostikovat konkrétní onemocnění, ale dokáže prokázat motorické dysfunkce žaludku v různých patologických stavech, jako je gastroparéza a funkční dyspepsie. V tomto článku se zabývají nejnovější technikou, která by dokázala odhalit patofyzilogii elektrické aktivity žaludku, záznam a metodika zpracování EGG se zvláštním důrazem na multikanálový záznam a možné klinické použití EGG.

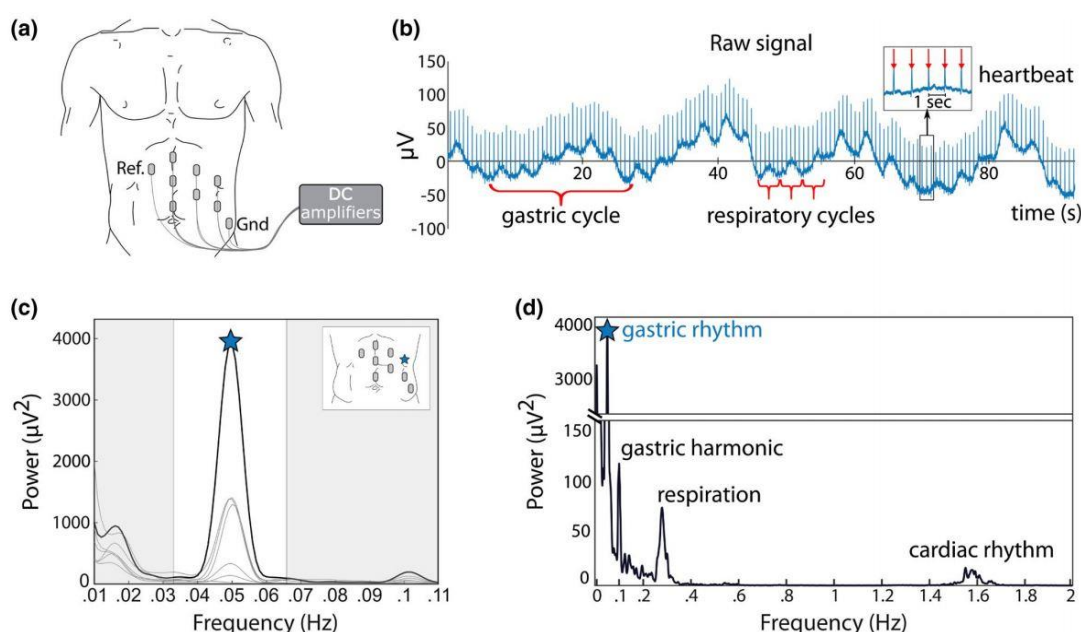
##### Žaludeční elektrická aktivita:

EGG odráží kombinaci pomalého elektrického žaludečního rytmu, který se neustále vytváří ve stěně žaludku, a taky odráží přechodnou aktivitu hladkého svalstva generujícího žaludeční peristaltické kontrakce. Hlavní funkcí žaludku je míchat a drtit jídlo během trávení. Žaludeční rytmus udává frekvenci kontrakcí hladkého svalstva a kontroluje její propagaci. Fyziologická frekvence u zdravých lidí je kolem 0,05 Hz neboli tři cykly za minutu (3 cpm), tj. jeden cyklus každých 20 s. Četnost EGG se u jiných druhů liší, např. myši: 2–5 cpm; prasata: ~ 3,3 cpm; psi: 4–6,5 cpm; makak opice: ~ 3,6 cpm. Rozsah pro normální rytmus, tzv. normogastrie se liší v závislosti na autorovi studie. V této studii se shodli na 2-4 cpm.

V gastroenterologii se EGG typicky získává před jídlem a po jídle, což se nazývá pre – a postprandiální čas. Amplituda EGG se normálně zvyšuje v postprandiálním čase, zatímco frekvence EGG zůstává relativně nezměněna.

Gastroenterologové se zajímali o analýzu abnormalit EGG u pacientů popisem změn výkonu a frekvence. Například u poruch motility žaludku a Parkinsonovy choroby v postprandiálním záznamu se zvýšená EGG amplituda mění v porovnání se zdravými jedinci. Další studie analyzovaly změny ve frekvenci EGG. Žaludeční rytmus má tendenci se zrychlovat (tachygastrie) u pacientů s nauceou, depresí a schizofrenií. Důležité je podotknout, že k charakterizaci odklonu od normogastrie byly použity různé přístupy, a to buď analýzou procentního rozdělení výkonu EGG v různých frekvenčních pásmech, nebo analýzou posunů dominantní frekvence EGG v čase.

Na obrázku č. 20 je zobrazená nahrávka EGG signálu i umístění elektrod na břišní stěnu. Lze tady pozorovat i respirační frekvenci kolem 0.2–0.4 Hz a taky srdeční rytmus. Spektrální analýza EGG signálu ukazuje ostrý vrchol při 0.05 Hz (Obrázek 20). V poslední části Obrázku 20(d) jsou srovnány frekvence EGG, dýchání a srdečního rytmu, které se od sebe významně liší.



Obrázek 20 Umístění elektrod (a); surový signál s viditelnou respirační a srdeční frekvencí (b), dominantní frekvence s ostrým peakem (c); srovnání frekvence EGG, dýchání a srdečního rytmu (d)

#### EKG v psychofyziologii:

Přesto jak velký potenciál vztah mozek a GIT má, byly dosud empirické studie zkoumající elektrickou aktivitu GIT vzácné a ukazovaly rozporupné výsledky. Byly udělány studie, kde zamezily otřesům/hluku a zkoumali, jaký to mělo vliv na amplitudu EGG signálu. Výsledkem byly rozporupné až protichůdné hodnoty. V dalších výzkumech bylo zjištěno, že fyzické a psychické stresory mohou zvýšit spektrální výkon až na tachygastrii (nad 4cpm). Co se týče stresorů, bylo ještě zjištěno, že videa budící znechucení vyvolávají tachygastrii, ale tento výsledek nebyl následně replikován při dalším pokusu od jiných badatelů. Emoce vyvolané video klipy (nebo hudbou) nemění frekvenci EGG, zatímco výsledky amplitudy jsou nekonzistentní. Rozdíly mezi různými studiemi mohou být způsobeny různými faktory, jako je druh úkolu pro účastníky nebo stav po jídle versus stav na lačno, počet účastníků a variabilita v rámci jedinců. Absence standardizovaného postupu v psychofyziologii pro záznam a analýzu EGG může hrát další roli. Kromě potenciální modulace parametrů EGG sestupnými kognitivními vlivy bylo



nedávno prokázáno, že vzestupné vlivy vyplývající ze žaludku ovlivňují dynamiku mozku v klidu jedince, s modulací amplitudy alfa rytmu (Richter, Babo-Rebelo, Schwartz a Tallon-Baudry, 2017).

#### Buňky pacemakeru a buňky hladké svaloviny:

Stěna žaludku obsahuje **Cajalové intersticiální buňky** (ICC, viz kapitola 1.4.1), umístěné mezi kruhovou a podélnou svalovou vrstvou (myenterické cajalové intersticiální buňky, ICC-MY) nebo ve svalových vrstvách (intramuskulární intersticiální buňky, ICC-IM). Oba typy ICC nepřetržitě generují a šíří proudy, které tvoří základ žaludečního rytmu. Během trávení spouští žaludeční rytmus generovaný ICC kontrakcí hladkého svalstva s příspěvkem excitací z enterických motorických neuronů a vagálních eferentních neuronů. ICC-IM je zapojena do transdukce vstupů z enterických motorických neuronů. Zatímco ICC řídí četnost kontrakcí žaludku, enterické motorické neurony a vagální eferentní neurony regulují amplitudu kontrakcí. Jak přesně je řízeno šíření vln není známo. Už dlouho se předpokládá, že žaludek má oblast "dominantního pacemakeru" nacházejícího se v zakřivení středního / horního těla žaludku. Relativní příspěvek ICC a kontrakcí buněk hladkého svalstva na amplitudu perkutánního EGG je obtížnější odhadnout v porovnání s nitrožaludečně získaným EGG. Taký je tady možný problém s orgánovou specifikitou signálu. Protože ICC jsou přítomny **po celém gastrointestinálním traktu**, elektrody z břišní stěny můžou zachytit myoelektrickou **činnost dalších orgánů** trávicího traktu. Frekvenční rozsah tlustého střeva je širší, v rozmezí od 2 do 12 cyklů za minutu, to znamená, že se potenciálně můžou překrývat s žaludečním rytmem.

#### Detekce žaludečního rytmu a změny v senzoričských neuronech:

V neuro-kognitivní literatuře existují důkazy, že stres nebo emoce mohou změnit frekvenci nebo amplitudu EGG, což naznačují sestupné vlivy (z mozku do žaludku) a taky vzestupné vlivy (od žaludku do mozku), které ovlivňují dynamiku mozku. EGG odráží kombinaci kontrakcí hladkého svalstva žaludku a žaludeční rytmus generovaný ICC buňkami. Oba typy signálů mohou být detekovány v žaludku senzoričskými neurony. ICC navazují přímý kontakt se synapsemi vagálních aferentních neuronů, je to tzv. intramuskulární pole. Je důležité zdůraznit, že v bludném nervu, je přibližně 80 % stoupajících vláken, což naznačuje, že mozek je pravděpodobně více posluchač než odesílatel informací. Naproti tomu poměr mezi eferenty a aferenty v míšním nervu je blíže k 50:50.

V jedné studii (Rebollo et al., 2018) měřili EGG u zdravých účastníků během odpočinku a současně zaznamenávali aktivitu mozku pomocí funkční magnetické rezonance. Poté identifikovali oblasti, kde byly spontánní fluktuace signálu BOLD, které byly fázově synchronizovány s žaludečním rytmem. To odhalilo rozšířenou síť včetně primární a sekundární somato-senzoričské kůry, střední cingulární oblasti a prodloužené části týlní kosti, což naznačuje, že vazba žaludek-mozek přispívá k rozsáhlé organizaci činnosti mozku během odpočinku.

#### Nahrávání, pre-processing, a testování EGG dat:

Cílem postupu je určit žaludeční rytmus, tj. pravidelnou oscilaci v normogastriirozmezí (2–4 cpm). Takový signál lze bezpečně připsat žaludku, zatímco artefakty narušují pravidelnost rytmu. Z toho vyplývá, že námi zvolený postup není vhodný k vyšetřování arytmií (odklon od normogastrie). Zde uvedený postup také není navrhnutý k analýze prostorového šíření žaludečních vln.

EGG se zaznamenávalo standardními elektrodami perkutánně, podobné elektrodám pro elektrokardiogramu a je zde taky standardní příprava kůže na břichu. Amplituda EGG obvykle leží mezi

50 a 500  $\mu\text{V}$ . Standardní systémy sběru dat mohou tak adekvátně zesílit EGG signály, ale kvůli velmi pomalé frekvenci ( $\sim 0,05\text{ Hz}$ ) musí být splněno několik dalších podmínek. Záznamy musí být **dostatečně dlouhé**, aby shromáždily dostatečný počet žaludečních cyklů. Pravidlem je, že jedna minuta obsahuje asi tři žaludeční cykly a 15 minut odpovídá pouze 45-ti cyklům. Může být užitečné získat nějaká další data (přibližně 40 s) před a po období zájmu. Zdroje velmi pomalých změn (výkyvů) v záznamech musí být minimalizovány. Visící dráty se mohou houpat a vyvolávat driftování v nahrávkách, a proto by dráty měly být přilepeny k pevné podpěře. **Stíněné a pevně upevněné dráty** mohou snížit i elektromagnetické artefakty.

Frekvence EGG je kolem 0,05 Hz, **vzorkovací frekvence** může být v zásadě velmi **nízká** (pod 1 Hz). Pro správnou identifikaci artefaktu je však nutná vyšší vzorkovací frekvence, hlavně kvůli pohybům svalů účastníka. Obecně v současné době neexistuje žádný standard pro vyřazení segmentů s artefakty v záznamech EGG, i když nějaký standard se už vyvíjí pro ambulantní záznamy (Gharibans et al., 2018).

#### Účastníci studie:

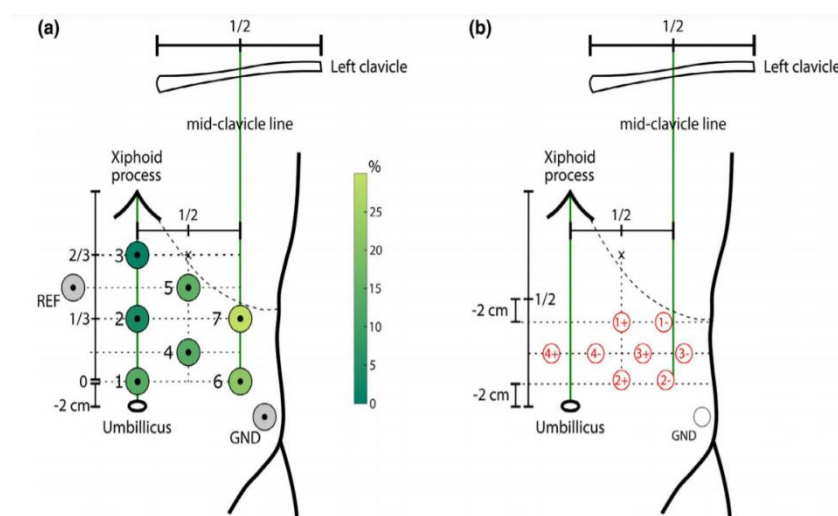
Účastníci by samozřejmě neměli mít žádné žaludeční nebo trávicí poruchy. Některé léky mohou ovlivnit EGG, včetně prokinetických antiemetik, narkotických analgetik, anticholinergních léků a protizánětlivých látek, jako jsou probiotika a prebiotika.

V praxi se umístily elektrody, když byli účastníci ve stoje nebo vleže, což umožňuje snadnější přístup k anatomickým orientačním bodům. Po umístění elektrod účastníci pololeželi. Taky byli upozorněni, aby se vyhýbali jakémukoli vědomému pohybu.

#### Umístění elektrod:

EGG nemá standardizované umístění. Žaludek leží v horní levé části břicha, ale přesná poloha se různí v závislosti na jedinci.

Na začátku studie použili 17-elektrodovou mřížku, která se ukázala, jako příliš velká. Po několika pokusech a omylech zjistili, že nejlepší alternativa je 7 elektrod, což zabezpečuje dostatečné pokrytí žaludku a kvalitní výsledný signál. Jestli se však nějaký výzkumník budou snažit o zachycení propagace žaludečních vln podél žaludku, tak se doporučuje mít více elektrod. Umístění je ilustrováno na obrázku (viz Obrázek 21).



Obrázek 21 Umístění elektrod a procentuální zastoupení použitelnosti elektrod pro získání EGG parametrů (a) a umístění

První elektroda (1) je umístěna 2 cm nad pupkem. Elektrody 2 a 3 jsou umístěny nad elektrodou 1 ve středové linii, ve třetí, respektive ve dvou třetinách vzdálenosti mezi elektrodou 1 a mečovitým výběžkem. Umístění dvou dalších elektrod (6, 7) jsou určena svislou čarou procházející středem levé klíční kosti a vodorovně podle umístění elektrod 1 a 2. Někdy se stává, že umístění elektrody 7 vyjde nad hrudní koš, v takovém případě je vhodnější jej posunout směrem ke střední linii, aby se zlepšil poměr signálu k šumu. Poslední se dávají elektrody 4 a 5 a to mezi dvěma sloupci (1, 2, 3) a (4, 5) na úrovni svislého středu mezi elektrodami 1 a 2 a elektrodami 2 a 3.

EGG lze také zaznamenávat v prostředí magnetické rezonance, ale vyžaduje to použití bipolárních elektrod, aby se zabránilo saturaci zesilovače. Použili jsme následující schéma (viz Obrázek č.21 b). Jsou položeny čtyři bipolární elektrody, tři řady přes břicho. Elektrody s negativní derivací jsou vždycky umístěny 4 cm nalevo od pozitivních. Je identifikován střed mezi mečovitým výběžkem a pupkem. První pár elektrod je umístěn 2 cm pod touto oblastí, s negativní derivací (1-) nastavenou v bodě pod hrudním košem. Druhý pár elektrod (2+,2-) je nastaven 2 cm nad pupkem a zarovnan s prvním elektrodovým párem. Pozitivní derivace třetího páru (3+) je umístěna uprostřed čtverce tvořeného párem elektrod jedna a dva. Elektroda 4+ je vycentrována na linii procházející mečovitým výběžkem a pupkem na stejné úrovni jako třetí elektroda. Zemnicí elektroda je umístěna nad kyčlí. Artefakty z magnetické rezonance jsou mnohem rychlejší než žaludeční rytmus a lze je snadno odfiltrovat, alespoň pomocí standardní echo-planární zobrazovací sekvence a magnetické pole B0 skeneru neovlivňuje frekvenci EGG.

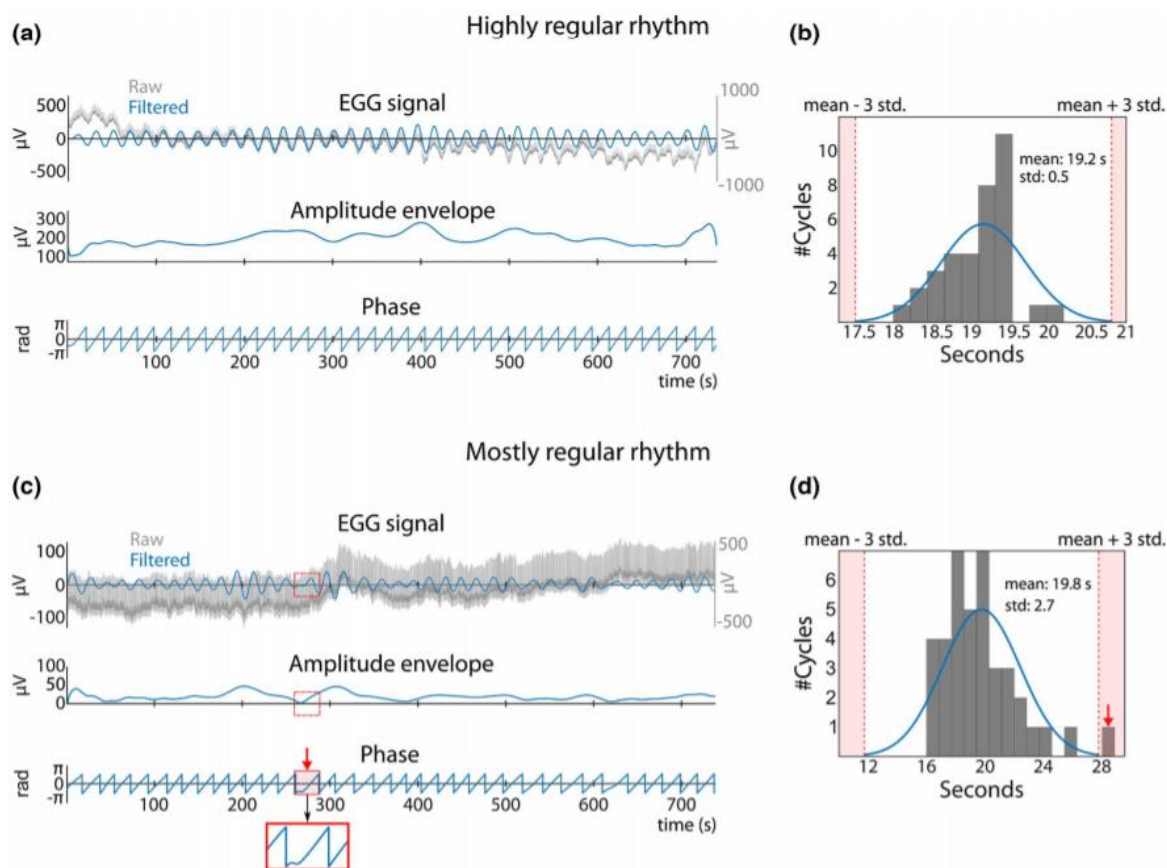
### Výkonové spektrum:

Záměr výpočtu spektrálního výkonu na každé elektrodě je k identifikaci místa s největší aktivitou v normogastrickém rozsahu 0,033–0,066 Hz (2–4 cpm) a ke stanovení maximální frekvence každého účastníka. Lze použít několik metod pro odhad výkonu. V této studii použili rychlou Fourierovou transformaci (FFT) s Hanningovým oknem ke snížení úniku spektra a vyhlazení regulační frekvence. Pro další analýzu byl vybrán kanál s největším výkonem při dominantní frekvenci. Spektrum EGG je jasně odlišné od spekter dýchání nebo srdečních tepů. Dominantní frekvence je obvykle poměrně stabilní i několik hodin, ale může se lišit v průběhu delší doby záznamu. Ze spektrální analýzy mohou být získány také výkon a amplituda.

### Fáze a amplituda filtrovaného signálu:

Je možné použít několik typů filtrů. Velmi nízká frekvence EGG přináší omezení v konstrukci filtru a její stabilitě. V této studii použili filtr s konečnou impulzní odezvou (3.řádu), který je stabilnější a je méně pravděpodobné, že způsobí nelineární zkreslení. Šířka pásma byla zvolena  $\pm 0,015$  Hz kolem nejvyšší frekvence EGG každého účastníka. Například pokud je dominantní frekvence přesně 0,05 Hz (3 cpm), filtr pokrývá rozsah mezi 0,035 a 0,065 Hz (2,1 a 3,9 cpm). Pokud je dominantní frekvence 0,035 Hz (2,1 cpm), blízko dolní hranice normogastrického rozsahu, je rozsah filtru 0,02–0,05 Hz (1,2–3 cpm), a proto zahrnuje i signál mimo normogastrii. Filtrování, zejména při nízkých frekvencích, je obtížné a reálný filtr se odchyluje od ideálního filtru. Šířka filtru je navržena tak, aby byla dostatečně široká k zachycení fyziologických výkyvů v délce trvání žaludečního cyklu, ale dostatečně úzká, aby potlačila dýchání.

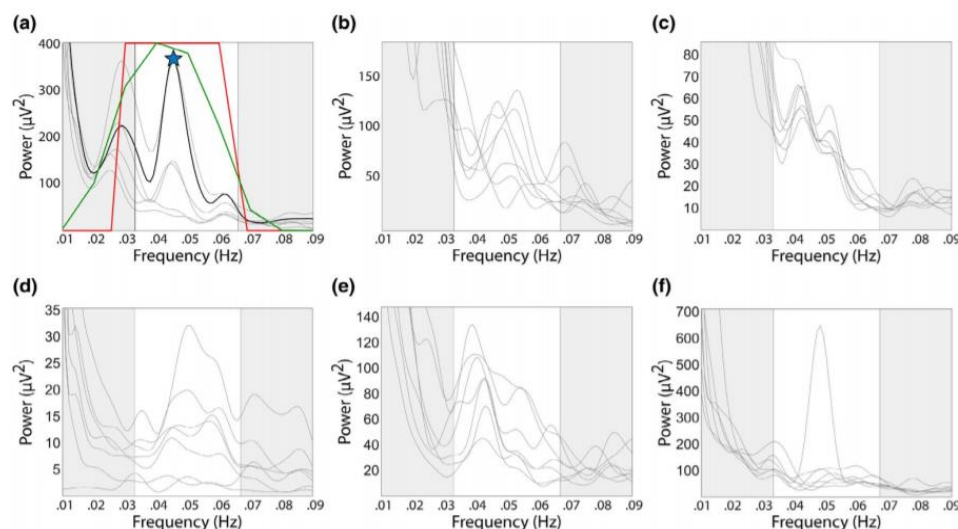
Použitím Hilbertovy transformace na filtrovaná data se získala okamžitá fáze a amplitudová obálka žaludečního rytmu. Obrázek 22 ukazuje dva příklady filtrovaného signálu a amplitudy a fáze získané po použití Hilbertovy transformace.



Obrázek 22 : Dva příklady signálu EGG a odpovídající amplitudy a fáze, které ukazují vysoce pravidelný rytmus (nahore) nebo většinou pravidelný rytmus (dole). (a) Horní řádek: Surový signál (šedý) se superponovaným filtrovaným EGG (modrý), získaný filtrací surového signálu  $\pm 0,015$  Hz kolem maximální frekvence záznamu. Hilbertova transformace generuje dvě časové řady: amplitudovou obálku (střední řada) a okamžitou fázi žaludečního rytmu v radiánech (spodní řada). (b) Rozdělení dob cyklu. Červené tečkované čáry označují průměrnou dobu trvání cyklu  $\pm 3$  SD. V tomto příkladu je distribuce trvání cyklu poměrně úzká, bez jakéhokoli odlehlého stavu. (d) Histogram doby trvání cyklu. Cyklus s měnící se změnou fáze v (c) se jeví jako odlehlá hodnota (červená šipka). Cyklus je považován za artefakt, a proto je z další analýzy vyřazen.

### Výkonové spektrum:

Výkonové spektrum je dobrým ukazatelem kvality dat. Na Obrázek 23a) kvalitní záznam ukazuje jasný obraz spektrálního vrcholu (spectral peak) v normogastrickém rozsahu s dominantní frekvencí, a to je shodné napříč několika kanály. Na rozdíl od jiných záznamů, kde je přítomna variabilita dominantní frekvence mezi elektrodami (Obrázek 23b-e), tato spektra byla vyřazena. Také byly vyřazeny případy, kde je sice pozorován dominantní spektrum, ale pouze u jednoho kanálu, jako na Obrázek 23f).



Obrázek 23 (a) Výkonové spektrum s dobře definovaným spektrálním vrcholem v normogastrickém rozsahu, vyskytující se v několika kanálech na stejné frekvenci. Hvězda označuje dominantní frekvenci a černá čára odpovídá kanálu s největším výkonem při dominantní frekvenci. Červená čára představuje ideální filtr a zelená čára nejlépe vyhovuje ideálnímu filtru. (b) Výkonové spektrum s vrcholy na různých frekvencích v různých kanálech. (c) Výkonové spektrum se spektrálními vrcholy při dvou různých frekvencích. (d) Výkonové spektrum se širokým vrcholem, dobře definované pouze v jednom kanálu. (e) Několik kanálů zobrazuje spektrální vrchol, ale na různých frekvencích. (f) Je přítomen dobře definovaný spektrální vrchol, ale pouze v jednom kanálu.

### Výsledky:

Čtyři účastníci leží mimo distribuci a jsou považováni za odlehlé hodnoty. Zachovalo se kritérium  $SD^8$  trvání cyklu menší než 6, tj. že nad 6 už se nezahrnovaly účastníci v další analýze. Nahrávky EGG u zdravého subjektu by měly být složeny alespoň ze 70 % cyklů v normogastrickém rozmezí. Zjistili, že tito čtyři účastníci, identifikováni jako odlehlé hodnoty, jsou také odlehlé hodnoty v procentech cyklů v normogastrii a vykazují méně než 70 % cyklů v normogastrickém rozmezí. Jakmile jsou vybrány kvalitní záznamy, musí být identifikovány artefakty ovlivňující data. Jakýkoli typ artefaktu, který zahrnuje pohyb drátů nebo pohyb břišní stěny by mohl zašumět signál. Postup, kterým ve studii navrhovali identifikaci segmentů s artefakty, je založen na dvou kritériích: cyklu, jehož délka přesahuje průměr  $\pm 3$  SD distribucí délky cyklu (Obrázek 23b, d) a cyklus, který zobrazuje měnící se fázi (míň jak 70 % je v normogastrickém rozsahu). Jakýkoli cyklus, který splňuje alespoň jedno z těchto kritérií, je považován za artefakt. Polo automatizovaný postup je také vhodné doplnit vizuální kontrolou k potvrzení artefaktu detekce.

V této studii se zkoumal velký soubor dat EGG záznamů ( $N = 117$ , 52 mužů, 65 žen) získaných od zdravých, mladých a spíše štíhlých lidí.

Dobře definovaný spektrální vrchol uvnitř normogastrického rozsahu byl pozorován u 100 účastníků ze 117 (85 %). Dvě kritéria pro identifikaci artefaktů byla aplikována i na ty čtyři účastníky s odlehlými

<sup>8</sup> SD – směrodatná odchylka

hodnotami. V rámci 96 vybraných záznamů 2,5 % cyklů mělo artefakty (příliš dlouhé – bradygastrie nebo krátké trvání – tachygastrie, nebo jako zobrazení změny ve fázi).

#### *Selekce elektrod*

Elektroda ukazující nejvyšší vrchol v normogastrickém rozsahu byla v dolní levé břišní oblasti pro více než polovinu účastníků (elektrody 6 a 7), ale každé umístění se osvědčilo alespoň u jednoho účastníka (viz Obrázek 23).

Absence spektrálního vrcholu žaludečního rytmu ve spektrech EGG lze připsat tomu, že signál je příliš malý nebo žaludek je daleko od vybraných umístění elektrod (neobvyklá poloha žaludku nebo proto, že břišní tuk zvyšuje vzdálenost mezi žaludkem a elektrodou).

Průměrná dominantní frekvence EGG byla 0,048 Hz (SD = 0,004), nebyla nalezena žádná souvislost mezi dominantní frekvencí EGG a věkem, BMI, úzkostí, dobou záznamu (ráno versus odpoledne) nebo uplynulým časem od posledního jídla. Dominantní frekvence byla soustředěna kolem 0,05 Hz, v souladu s tím, co se nachází v literatuře pro gastroenterologii s nepatrným rozdílem mezi ženskými a mužskými účastníky. Průměrná amplituda napříč účastníky byla 97,3  $\mu$ V (SD = 70,2). Došlo k významné pozitivní **korelaci** mezi **delším půstem a vyšší variací v délce cyklu** (korigováno Bonferroni  $p = 0,02$ ,  $r^2 = 0,09$ ), většinou u subjektů s uplynulým časem od posledního jídla větší než 10 hod (účastníci, kteří nesnídali). Tento parametr (čas uplynulý od posledního jídla) nejvíce ovlivňoval EGG signál. To naznačuje, že za účelem zvýšení šance běžného stabilního EGG signálu, má být doporučeno nařídít účastníkům jídlo 2 až 4 hodiny před nahráváním. Toto zjištění může potenciálně souviset s pozorováním, že během velmi prodlouženého půstu (obvykle přes noc), žaludek vykazuje přechodná období silných kontrakcí (tzv. „fáze III interdigestivního komplexu“). BMI, úzkost a věk neměly žádný znatelný vliv na amplitudu, frekvenci nebo pravidelnost EGG.

Data pocházela z různých experimentálních podmínek (klidový stav, získaná systémem BioSemi a různé vizuální úkoly, získané systémem BioMag). U žádného z nich nebyly nalezeny žádné signifikantní rozdíly mezi testovanými parametry EGG, kromě rozdílu v EGG amplitudě, což by mohlo odrážet spíše rozdíl v kalibraci mezi dvěma záznamovými systémy, než kvůli různým experimentálním podmínkám.

## Praktická část

### 2.2 Realizace experimentálních měření EGG signálu

EGG signály jsou získávány pomocí elektrokardiografických elektrod připevněných ke kůži břicha, usnadňující získávání signálů z kožního povrchu. Kvůli epidemiologickým nařízením vlády a celkové situaci s pandemií bylo rozhodnuto použít data, jejichž akvizice proběhla v rámci závěrečné práce od Bc. Evy Beinhauerové pod vedením vedoucího Ing. Jana Kubička PhD.

#### 2.2.1 Dobrovolníci

Experimentálního měření se zúčastnilo 10 probandů (5 mužů, 5 žen) ve věku od 21 do 26 let. Měření probíhalo ve třech dnech třemi způsoby rozložení elektrod. Dobrovolníkům byla podávána testovací potrava. K získání co nejkvalitnějšího záznamu bylo nutné dodržet několik základních principů. Figuranti byli seznámeni s podmínkami testování, netrpěli žádnou chronickou nebo akutní nemocí žaludku, a také neužívali žádná farmaka. [20]

#### 2.2.2 Biozesilovač

Měření bylo zhotoveno pomocí biozesilovače g.USBamp firmy g.tec (Obrázek 24) propojen přes USB kabel k počítači. Ke g.USBamp lze přímo připojit standardní elektrody s bezpečnostními konektory. Zařízení obsahuje šestnáct 24bitových kanálů, které jsou potenciálně oddělené do čtyř skupin, ale mohou být i propojeny (využití např. EEG). Umožňuje tak současně zaznamenávat signál pomocí nezávislých zemních elektrod bez rušení. Šestnáct analogově-digitálních převodníků provádí simultánní vzorkování. Vzorkovací kmitočet lze nastavit mezi 64 Hz a 38 400 Hz. Nadměrné vzorkování vede k dosažení vysokého poměru signálu k šumu. Zařízení má dále interní kalibrační jednotku a kontrolu impedance. Záznam byl nahráván pomocí programu MATLAB. V programu byl navržen měřicí řetězec, který umožňuje nastavit vzorkovací frekvenci, počet kanálů, NOTCH filtr (50 Hz). [20]



Obrázek 24 Biozesilovač g.USBamp [20]

Zesilovač slouží k zesílení žaludečních signálů zachycovaných pomocí kožních elektrod, jelikož jsou relativně slabé. Digitalizovaný signál z elektrod je nejprve kalibrován a poté přiveden do PC a softwaru, kterým je signál analyzován.

### 2.2.3 Poloha dobrovolníka a vlastnosti měření

Poloha dobrovolníka během měření byla zvolena vodorovně na pevné podložce. Bylo dbáno na pohodlí probandů, neboť během měření museli ležet v klidném stavu bez případných nežádoucích pohybů a bez mluvy, aby bylo zamezeno nežádoucím artefaktům. Jako měřicí místnost byla použita klidná laboratoř. Probandi se dostavili na měření v ranních hodinách. Poslední konzumace jídla před měřením nesměla překročit časový limit šesti hodin. Sběr dat probíhal ve třech etapách. První spočívalo v nahrávání ve stavu nalačno po dobu 30 minut. Poté byl měřené osobě podán bílý jogurt a další nahrávání trvalo také 30 minut. V poslední fázi měření testovací osoba zkonzumovala jeho zvolené pevné testovací jídlo (literatura uvádí, že testovací potrava by měla obsahovat nejméně 250 kcal) a doba snímání byla v časovém rozpětí 60 minut. Doba od požití potravy do začátku měření by neměla přesáhnout 30 minut. [20]

### 2.2.4 Informovaný souhlas o účasti ve výzkumu

Všichni probandi byli obeznámeni s průběhem měření a podepsali informovaný souhlas (viz Obrázek 25)

<i>Informovaný souhlas o účasti ve výzkumu</i>	
<b>Název a popis studie:</b> Měření elektrické aktivity žaludku - Elektrogastrografie (EGG)	
<b>Jméno probanda:</b>	
<b>Datum narození:</b>	
<b>Proband byl do studie zařazen pod ID:</b> 01-10	
<b>Odpovědná osoba:</b> Jan Kubíček	
<ol style="list-style-type: none"> <li>Já, níže podepsaný (á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.</li> <li>Byl (a) jsem podrobně informován (a) o cílu studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Odpovědná osoba pověřená prováděním studie mi vysvětlila očekávané přínosy a případná zdravotní rizika, která by se mohla vyskytnout během mé účasti ve studii a vysvětlil mi, jak bude postupovat při výskytu jejího nežádoucího průběhu. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.</li> <li>Porozuměl (a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit, aniž by to jakkoliv ovlivnilo průběh mého dalšího měření. Moje účast ve studii je dobrovolná.</li> <li>Při zařazení do studie budou moje osobní data uchovávána s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Pro tyto případy je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, to je anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.</li> <li>S mojí účastí ve studii není spojeno poskytnutí žádné odměny.</li> <li>Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já pak naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.</li> <li>Převzal/a jsem podepsaný stejnopis tohoto informovaného souhlasu.</li> </ol>	
<b>Podpis probanda:</b>	<b>Podpis odpovědné osoby pověřené touto studií:</b>
<b>Datum:</b> 14.2.2020	

Obrázek 25 Vzorový informovaný souhlas [20]

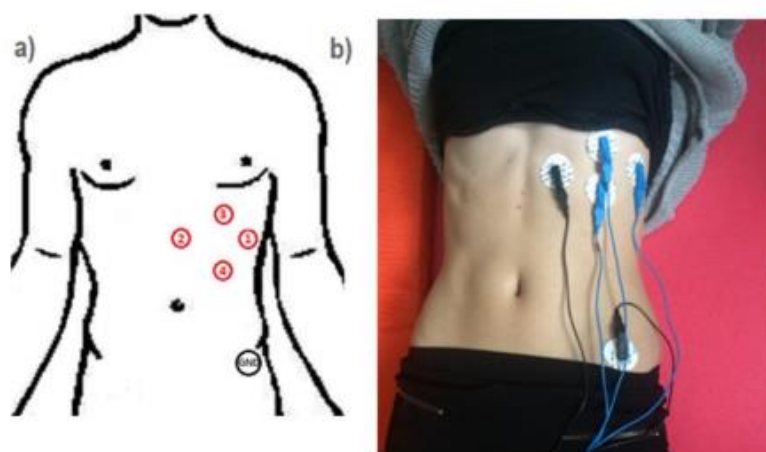


### 2.2.5 První způsob snímání

První snímání bylo zrealizováno pomocí bipolárního snímání. Dosavadní studie potvrzují nesouladné umístění žaludku pro každého jedince. A proto každý proband před měřením podstoupil ultrazvukové vyšetření ke korektní lokalizaci žaludku. Tento krok byl udělán se záměrem individuální aplikace umístění aktivních elektrod a následnému získání co nejkvalitnějšího signálu. Studie, která se zabývá vyšetřením postprandiálního gastrického vyprazdňování hodnocené pomocí ultrasonografie, podnítila vyzkoušet tento způsob měření v této práci. Sonda byla přiložena v mezižebním prostoru levé axily k lokalizaci průřezové oblasti proximální části žaludku, a přitom byl jako orientační bod zvolen slezina (viz Obrázek 27). Na levém boku byla umístěna zemnicí elektroda a čtyři aktivní elektrody byly umístěny podle ultrazvukového odhalení žaludku (Obrázek 27). Na základě předešlých kroků se na probandy přilepily EKG elektrody (Ag/AgCl) na očištěnou kůži (viz Obrázek 26). [20]



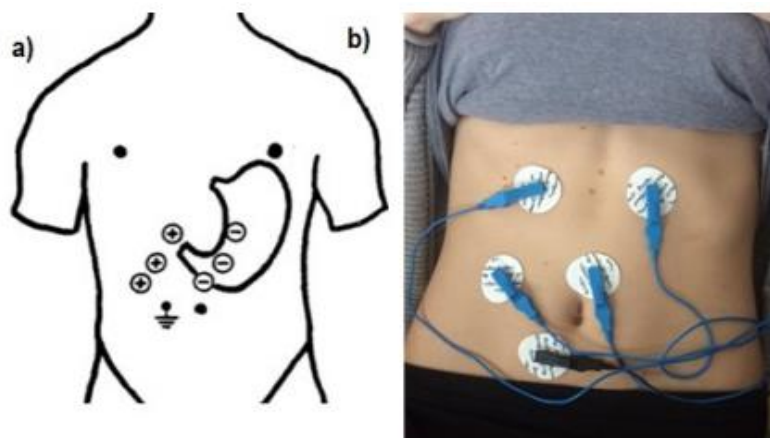
Obrázek 27 Lokalizace žaludku pomocí ultrazvuku [20]



Obrázek 26 a) Návrh rozložení elektrod pro měření č.1, b) realizované rozmístění elektrod pro měření č.1 [20]

### 2.2.6 Druhý způsob snímání

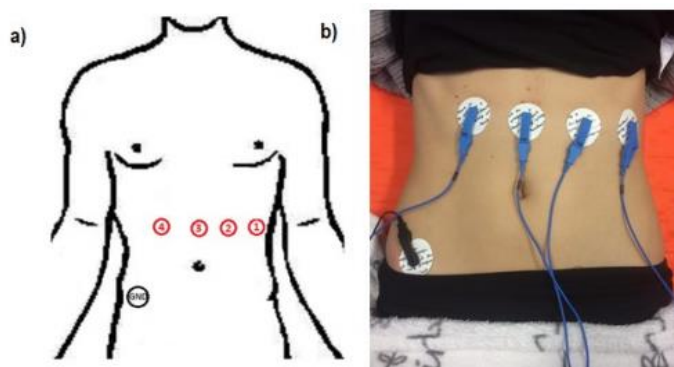
Další, v pořadí druhý způsob snímání, byl realizován na základě studie podle Browna, jak je uvedeno na obrázku a) (Obrázek 5-5). Byly umístěny tři páry elektrod přes gastro-duodenální oblast, pro naše měření se rozhodlo použít jen dva páry (Obrázek 5-5), neboť ze studie vyplynulo, že svod, který se nacházel nejbližší srdci a plicím, měl nejnižší informativní hodnoty. Pomocí čtyř aktivních elektrod a jedné zemní bylo uskutečněno snímání. První, horní, dvojice byla umístěna na spojnici mezi pupkem a bradavkami. Další pár elektrod byl umístěn těsně pod prvním párem. Zemní elektroda byla umístěna okolo pupku napravo. V této studii podle Browna měli další stejný bod designu studie a to nedůležitost přesného složení, neboť práce nebyla zaměřena na identifikaci reakce na specifický obsah žaludku, ale na pozorování činnosti žaludku před a po podání potravy, což se shoduje s designem této práce. Stejně jako během prvního měření, tak i ve studii byly použity elektrody (Ag/AgCl). Avšak byl tady jeden markantní rozdíl, a to v poloze těla během měření. Ve studii proband seděl, nicméně při našem snímání ležel. [20]



Obrázek 28 a) Rozložení elektrod podle Browna [27] b) realizované rozmístění elektrod pro měření č.2

### 2.2.7 Třetí způsob snímání

Poslední, v pořadí třetí způsob snímání, byl realizován pomocí unipolárního čtyř-kanálového snímání. Na pravém boku je umístěna zemní elektroda, která byla na toto místo zvolena úmyslně, kvůli své vzdálenosti od srdce a eliminaci tak nežádoucích vlivů. Na obrázku (Obrázek 29) je vidět přímkové rozložení aktivních elektrod. Co se týče polohy, referenčním bodem byla třetí aktivní elektroda, která leží na spojnici sternu a pupku. Další tři aktivní elektrody (1, 2 a 4) byly umístěny cca 5 cm vzdáleny od sebe. [20]



Obrázek 29 a) Návrh rozložení pro měření č.3 b) realizované rozmístění elektrod pro měření č.3 [20]

## 2.3 Design předzpracování EGG signálu

Celkem bylo k dispozici 240 elektrogastrogramů ze 3 typů měření. Ke správné analýze je nutné provést předzpracování signálu. Postup předzpracování je znázorněn na následujícím diagramu (Obrázek 30).

### 2.3.1 Načtení surových dat

Naměřená data byla získána z akvizičního systému biozesilovače g.USBamp firmy g.tec (Obrázek 24) a jsou uložena v textových souborech \*.mat.

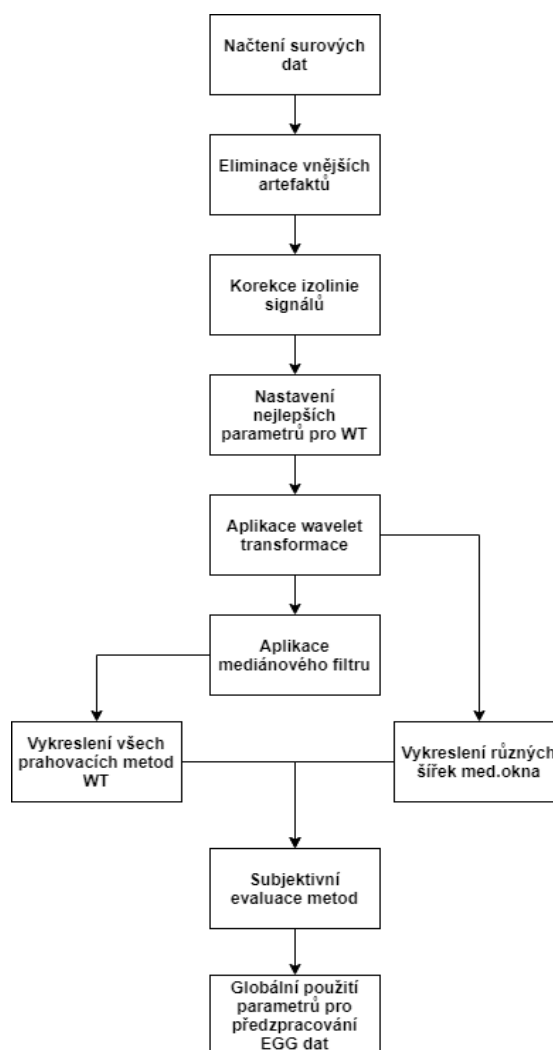
### 2.3.2 Eliminace artefaktů

Po načtení dat do prostředí MATLAB byly eliminovány (odfiltrovány) nežádoucí artefakty kvůli projevům rušení vnějšími vlivy místnosti (např. otevření dveří). Tyto vlivy byly odstraněny pomocí přepočítání mediánu amplitudy. Amplituda byla přenásobena miliontinou. Pokud přesáhne určitou mez, na toto místo se vloží medián amplitud signálu.

### 2.3.3 Korekce izolinie

Projevuje se nízkofrekvenčním rušením ve svodech při kašlání a hlubokém dýchání nebo vlivem pohybu.

Další příčinou tohoto šumu může být pocení pacienta nebo špatný kontakt elektrody a pokožky, které způsobují změny impedance a následně změnu potenciálu elektrody. Kolísání izolinie obvykle nedosahuje vyšších frekvencí než 1 Hz. [21]



Obrázek 30 Design předzpracování EGG signálu [zdroj vlastní]

Korekce izolinie byla udělána pomocí proložení polynomu šestého stupně. Tento postup využívá metody nejmenších čtverců k nalezení nejvhodnějšího koeficientu pro daný polynom. Jedná se tak o případ matematické metody, která používá proložení bodů v grafu. Vznikají tak křivky, které po částech prokládají jednotlivé body povrchu, a přitom zachovávají podmínku minimální křivosti. Tento trend signálu se poté odečte od originálního EGG za vzniku korigovaného signálu. Ze signálu se tak odstraní stejnosměrná složka a posune se do nuly.

V dalším kroku bylo potřeba najít trend EGG křivky a jako účinná metoda byla vybrána vlnková transformace, jež pomocí mateřských vlnek a dalších nastavení tuto možnost nabízí.

### 2.3.4 Nastavení nejlepších parametrů pro vlnkovou transformaci

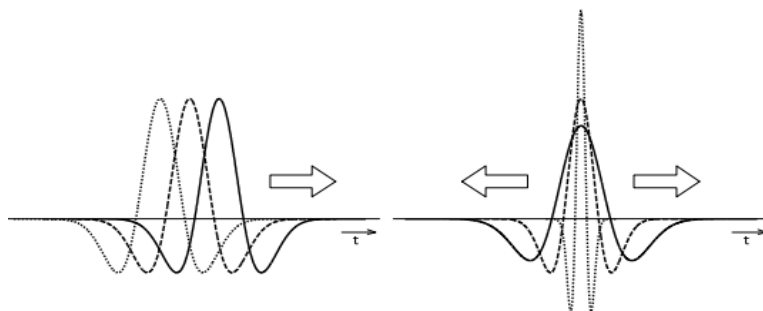
#### Princip vlnkové transformace (VT)

VT je využívána v mnoha odvětvích a aplikacích od analýzy klimatu přes analýzu finančních indexů, zpracování biologických signálů a obrazů až po kompresi videa.

Velkou předností vlnkové transformace je její schopnost časové lokalizace jednotlivých harmonických složek v získaném spektru. Pomocí vlnkové transformace je možné realizovat tzv. časově-měřtkovou analýzu signálu. To je umožněno pomocí báзовých funkcí – vlnek (z angl. wavelets), které jsou nenulové pouze na konečném intervalu, a proto je kterákoliv hodnota ve spektru ovlivněna pouze odpovídajícím úsekem analyzovaného signálu.

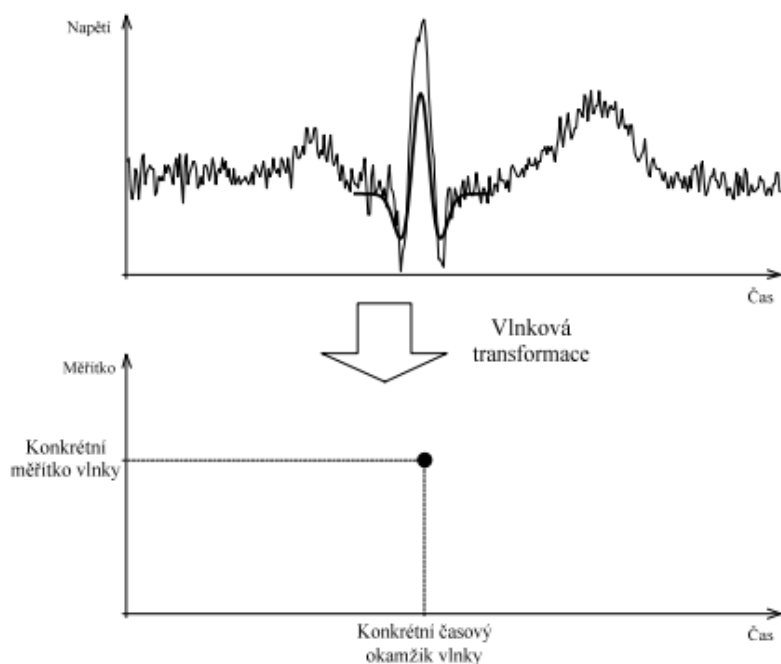
S těmito vlnkami se provádí jejich časový posun a jejich dilatace nebo naopak stlačení, jak je naznačeno na Obrázek 31. [22]

Zatímco Fourierova transformace používá pro rozklad signálu do spektrální roviny periodické sinusové (kosinusové) funkce, bázi vlnkové transformace tvoří časově omezené funkce, díky kterým lze získat informaci o přítomnosti určité frekvence či nespojitosti, ale i o okamžiku jejich výskytu. Výhodou je, že vlnka osciluje pouze v okolí bodu svého momentálního výskytu, což poskytuje dobrou prostorovou lokalizaci. Díky této vlastnosti se pomocí vlnek lépe vyhodnocují neperiodické a nestacionární signály jako např. elektrogastrogram. [24]



Obrázek 31 Znáznorněn časový posun vlnky a její dilatace [22]

Základní princip vlnkové transformace je zřejmý z Obrázek 32. Jedná se v podstatě o stanovení míry podobnosti mezi frekvenčním obsahem základní funkce vlnky a samotného analyzovaného signálu. Pokud je tato podobnost velká, jak je možné vidět na Obrázek 32, potom bude také velká hodnota koeficientu transformace ve vlnkovém prostoru. Koeficienty transformace jsou dále počítány pro různě posunuté i dilatované vlnky, a tak je vyplněn celý vlnkový prostor. [22]



Obrázek 32 Základní princip vlnkové transformace. Horní část obrázku naznačuje korelaci signálu se zvolenou vlnkou, spodní část zobrazuje zápis dat v časově-měřítkové oblasti. [22]

Vlnková transformace je definována vztahem (1):

$$c(s, \tau) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int_a^b f(t) \overline{\psi_{s,\tau}(t)} dt \quad (1)$$

$c(s, \tau)$  -> značí koeficienty vlnkové transformace

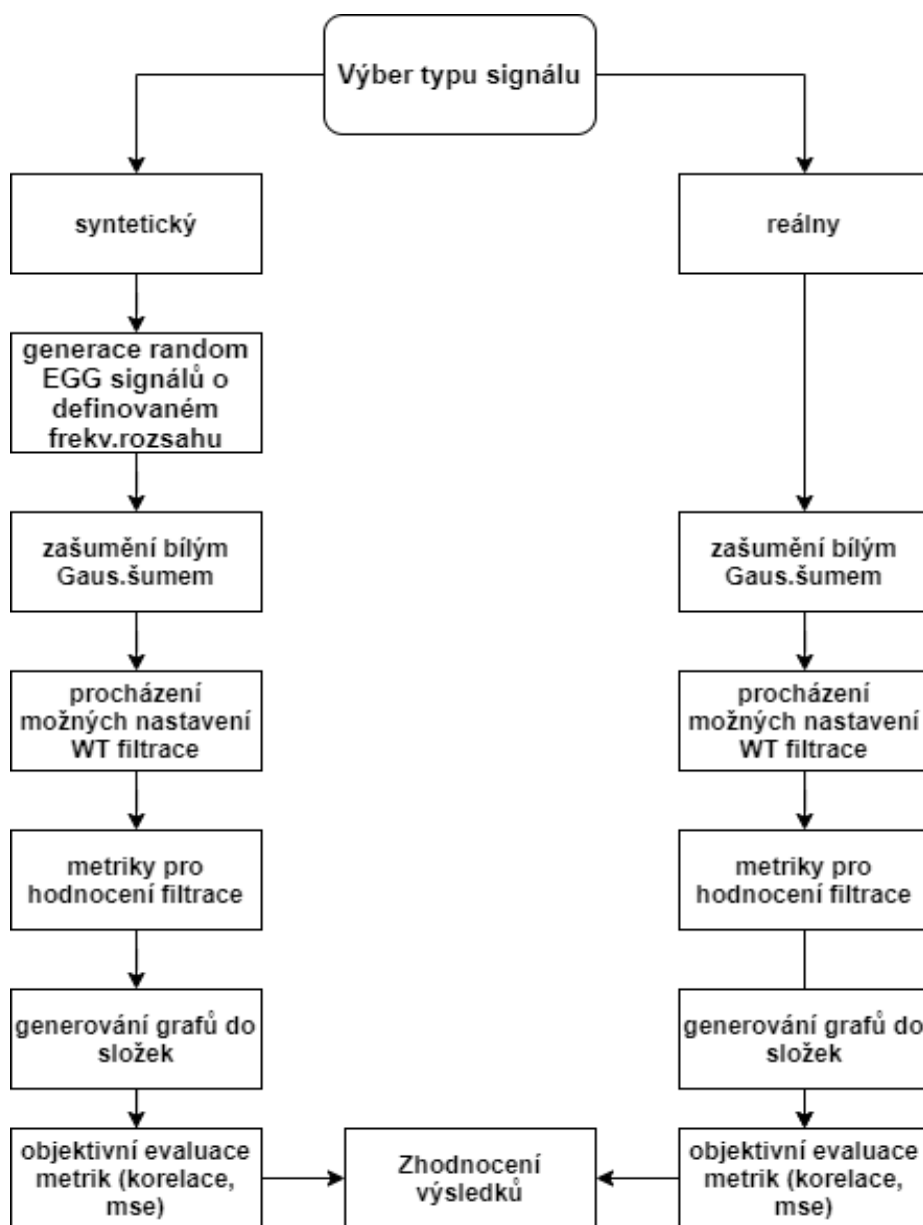
$\tau$  -> posun

$s$  -> škála/měřítko

Jestli se mění parametry posunu a dilatace vlnky spojitě, je to tzv. spojitá vlnková transformace (CWT – z angl. Continuous Wavelet Transform), jestliže se tyto parametry mění s určitým diskrétním krokem, jedná se o diskrétní vlnkovou transformaci (DWT – z angl. Discrete Wavelet Transform). Pokud se na transformaci aplikují signály diskrétního času, budeme hovořit o takzvané vlnkové transformaci s diskrétním časem (DTWT – z angl. Discrete-Time Wavelet Transform). [22]

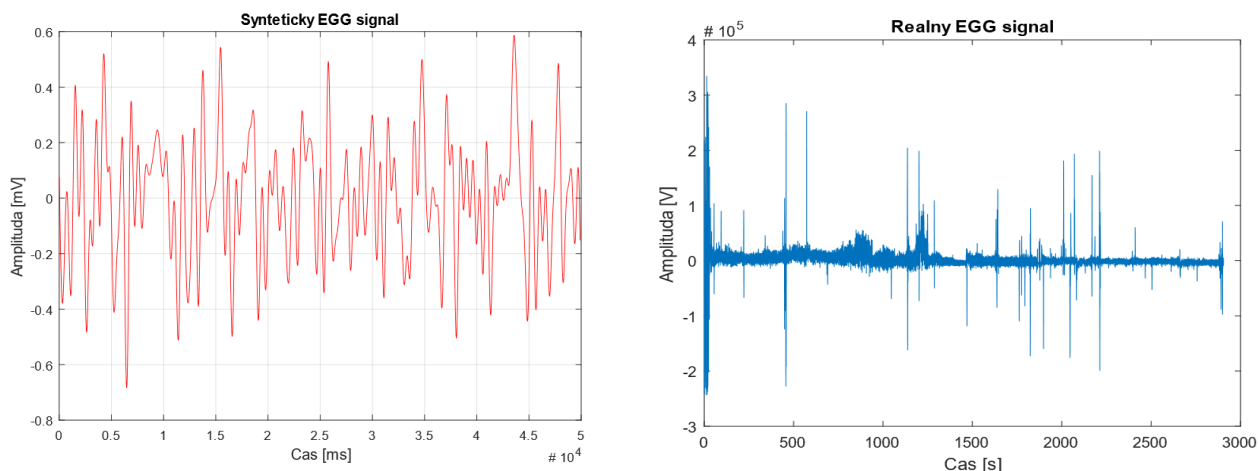
**Schéma pro výběr nejlepších parametrů VT**

Obrázek 33 zobrazuje diagram k zjištění nejlepších parametrů pro vlnkovou filtraci EGG signálu. V prvním kroku se vybírá typ signálu, kde je na výběr syntetický signál generovaný v MATLABe s definovaným frekvenčním i amplitudovým rozsahem shodujícím se s EGG signálem anebo reálný signál z experimentální databáze.



Obrázek 33 Vývojový diagram zjišťování nejlepších parametrů pro vlnkovou filtraci [zdroj vlastní]

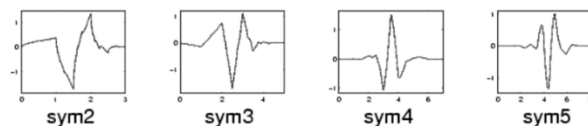
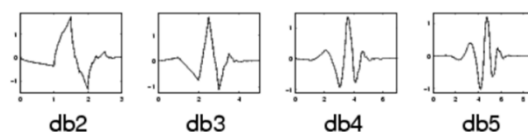
Na Obr.34 je vidět ukázka syntetického a reálného EGG signálu. Tyto signály byly zašuměny



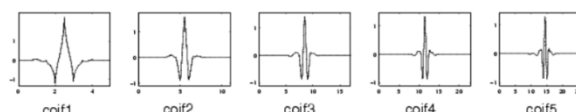
Obrázek 34 Syntetický EGG signál (vlevo) a reálný EGG signál z databáze (vpravo) [zdroj vlastní]

Vybraný signál (syntetický/reálný) byl v následujícím kroku zašuměn bílým šumem. Snímaný signál musí být podroben testu několika mateřských vlnek. Procházel v cyklech algoritmu pro nastavení jednotlivých parametrů VT. Jedná se o **tři VT rodiny** a k nim přidružené jednotlivé typy vlnek (viz Obr.35):

- Daubechies
- Symlet
- Coif



Dalším parametrem, který se v cyklech měnil a následně hodnotil byl **level dekompozice – stupeň rozkladu** který udává počet detailních koeficientů.



Obrázek 35 Tři typy vlnek: Daubechies (hore), Symlet (střed), Coif (dole) [23]

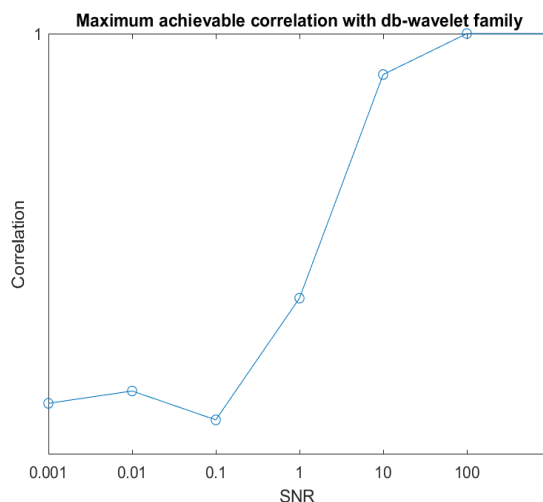
## 2.4 Shrnutí algoritmu pro modelování efektivity VT

Algoritmus pro modelování odpovědi a efektivity vlnkové transformace pro jednotlivá nastavení se přizpůsobil mému konkrétnímu případu ze studie zde [25]. Řeší se to na základě korelačního koeficientu a MSE – střední kvadratické chyby. Interpretace těchto parametrů je popsána v kap.2.4.1.

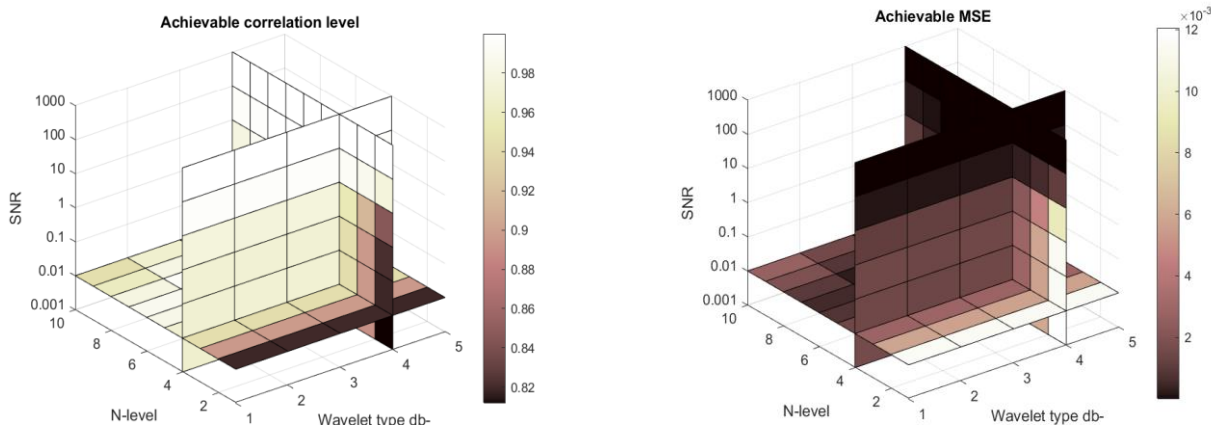
Proces algoritmu je takový, že se načte 5 vstupních signálů (syntetických nebo reálných), poté jsou definovány hodnoty SNR – ty ukazují změnu efektivity pro různá nastavení zašumění signálu. Dále se iterativně mění typy rodin vlnek, jejich počet a úrovně rozkladu, defaultně je to nastaveno na 5 vlnek z rodiny a 10 úrovní rozkladu. Tímto procesem se vygenerují pro korelaci a MSE multidimenzionální matice  $5 \times 10 \times 7$ , kde  $5 \times 5$  je 5 vlnek  $\times$  10 úrovní dekompozice a 7 je 7 hodnot SNR. Hodnota SNR se používá jako vstup do aditivního Gaussova šumu, který se superponuje k nativnímu signálu, abychom účelově degradovali jeho kvalitu a následně filtrovali vlnkovou transformací.

Touto evaluační procedurou bylo otestováno 5 syntetických signálů a 5 reálných EGG signálů. Pro každý případ – pro všechny úrovně SNR byl vypočítán průměr korelace a MSE a ukázán v rámci vyhodnocovací matice. Střední kvadratická chyba se dle očekávání zvyšovala při rostoucím výkonu bílého šumu, a naopak korelační koeficient klesal při rostoucím výkonu šumu. Z každého případu byly vytáhnuti nejlepší nastavení a z důvodu minimálního rozdílu mezi dvěma optimálními VT rodinami se vzala rodina Daubechies10 (stupeň rozkladu 10). Tyto optimální parametry nastavení byly následně globálně využité pro filtraci EGG signálů. I přesto, že vlnka Daubechies10 dopadla nejlépe, není možno tvrdit, že jiná z testovaných mateřských bází (např. Sym6) nebyla vůbec vhodná pro filtraci EGG záznamu podle výsledků, které se dají najít v příloze práce.

Ukázka (Obrázek 36) grafu pro maximální korelaci u db rodiny je vidět nárůst korelace s menšími hodnotami šumu (čím více je signál zašuměn, tím menší je korelace).



Obrázek 36 Ukázka grafu pro jeden ze syntetických signálů– Maximální korelace pro Daubechies (db) vlnkovou rodinu [zdroj vlastní]



Obrázek 37 Graf korelačního koeficientu (vlevo) a graf MSE (vpravo) pro jeden ze syntetických signálů [zdroj vlastní]



### 2.4.1 Korelace a korelační koeficient

Korelace je lineární závislost mezi dvěma veličinami. Míru korelace neboli míru lineární závislosti náhodných veličin  $X, Y$  vyjadřuje tzv. korelační koeficient, který nabývá hodnot od  $-1$  do  $1$ .

- Není-li mezi veličinami žádná lineární závislost, hodnota bude  $0$ .
- Je-li mezi veličinami vztah, který říká s růstem jedné veličiny roste i druhá, hodnoty budou v kladném rozmezí od  $0$  do  $1$ .
- Je-li mezi veličinami vztah, který říká s růstem jedné veličiny druhá veličina klesá, hodnoty budou v záporném rozmezí od  $-1$  do  $0$ .
- Čím blíže je naměřená hodnota korelačního koeficientu k  $1$  nebo  $-1$ , tím je vztah silnější.
- Čím blíže je naměřená hodnota korelačního koeficientu k nule, tím je vztah slabší.

Korelace není totéž jako příčinná závislost. Pokud spolu dvě veličiny korelují, neznamená to nutně, že jedna ovlivňuje druhou. [31]

### 2.4.2 Střední kvadratická chyba MSE

Střední kvadratická chyba (MSE, *Mean Squared Error*) se určuje jako průměr druhých mocnin rozdílů mezi dvojicemi hodnot pozorovaných a vypočtených modelem. V[29] je udána jako:

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - y_i)^2, \quad (2)$$

kde  $x_i \ i = 1 \dots n$ , je řada  $n$  hodnot vypočtených modelem a  $y_i \ i = 1 \dots n$ , je řada  $n$  hodnot pozorovaných. Při absolutní shodě vypočteného a pozorovaného výsledku je MSE nulová. Z grafu vpravo () je poznat, že nejmenší MSE je značená tmavými barvami na škále, a proto se pro předzpracování signálu určily tyto nejvhodnější parametry:

- rodina db10
- stupeň rozkladu 10

### 2.4.3 Signal to noise ration – SNR

Standartní kritérium pro měření úrovně šumu v signálu je odstup signálu od šumu (Signal to-Noise-Ratio) SNR. Používá se, když je potřeba porovnat sílu signálu originálního oproti šumu, jenž se nachází na pozadí a je přítomný v nějaké míře anebo je přidán uměle do signálu. SNR je poměr mezi silou signálu, a silou šumu. Typicky se vyjadřuje v dB a základní poměr větší než jedna, značí to, že je síla signálu vyšší, nežli síla šumu na pozadí a měl by se dát teoreticky zpracovat. Hlavní výhoda metod SNR je, že jsou výpočetně jednoduché.

Uměle zašuměný EGG signál  $u[k]$  získáme jako součet vygenerovaného syntetického EGG signálu  $x[k]$  s nahraným šumem  $n[k]$ . Šum může být obecně vybrán jakýkoliv, pro účely téhle práce byl vybrán bílý Gaussovský šum.

$$u[k] = x[k] + n[k] \quad (3)$$

kde  $u[k]$  je vzorek zašuměného syntetického EGG signálu,  $x[k]$  je vzorek syntetického EGG signálu a  $n[k]$  je vzorek šumu. Všechny signály mají stejnou délku  $l$ . [30]

## 2.4.4 Porovnání všech prahovacích metod a velikostí mediánového okna

Jedním z kroků v předzpracování EGG signálů bylo vybrat nejvhodnější prahovací metodu ze škály, kterou MATLAB nabízí a taky vybrat velikost mediánového okna. Tyto parametry byly evaluovány subjektivně na základě experimentálního testování několika EGG signálů a jejich vykreslení do subplotů pro porovnání.

### Prahování a jeho metody

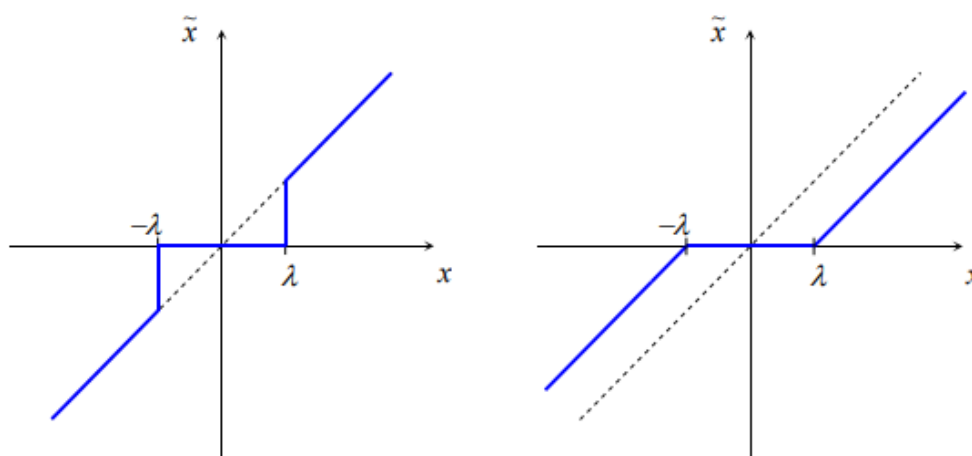
Proces prahování do sebe zahrnuje úpravu vlnkových koeficientů obsahujících nežádoucí šum pomocí předem stanoveného kritéria. Existují dva základní druhy prahování: tvrdé a měkké.

- Tvrdé prahování (hard thresholding)

Tvrdé prahování je nejjednodušší prahovací variantou s nízkou implementační náročností. Jsou vynulovány všechny vstupní hodnoty detailních koeficientů, které jsou menší nebo rovny zvolenému prahu. Hodnoty větší jsou ponechány beze změny. Nevýhodou tohoto procesu je vznik nežádoucích artefaktů (nespojností).

- Měkké prahování (soft thresholding)

Dobrý kompromis mezi výpočetní náročností a zkreslením poskytuje měkké prahování (soft thresholding). Detailní koeficienty menší nebo rovny prahu jsou stejně jako u tvrdého prahování vynulovány, ale koeficienty větší jsou zvětšeny nebo zmenšeny o hodnotu prahu  $\lambda$  směrem k počátku.[28]



Obrázek 38 Tvrdé prahování (vlevo) a měkké prahování (vpravo) [28]

Na Obrázek 39 a na Obrázek 40 (2 grafy jsou zde z důvodu objasnění proč se vybrala zrovna Bayesova metoda) jsou dobře pozorovatelné různé prahovací metody (vyjmenované zhora nadol korespondující s grafem):

- SURE prahovací metoda
- MiniMax prahovací metoda
- UniversalThreshold metoda
- FDR prahovací metoda
- BlockJS prahovací metoda
- **Bayesova prahovací metoda**

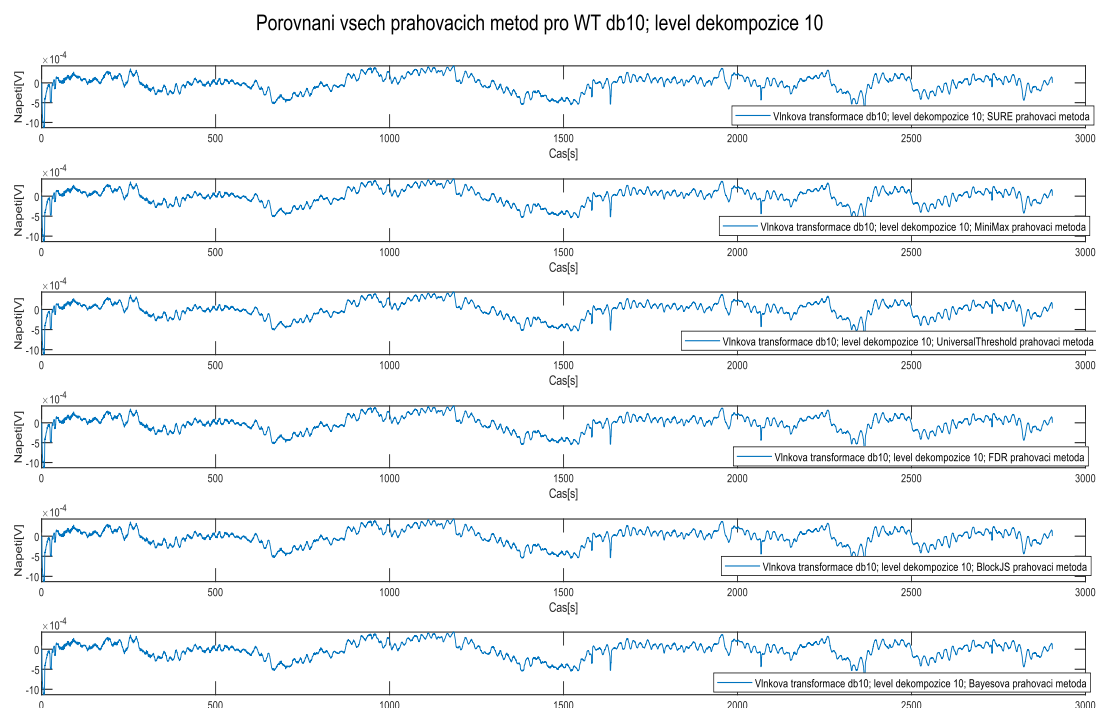
Na Obrázek 41 jsou dobře pozorovatelné různé velikosti mediánového okna (vyjmenované seshora dolů korespondující s grafem):

- 50
- 100
- 250
- 450
- 600
- 800

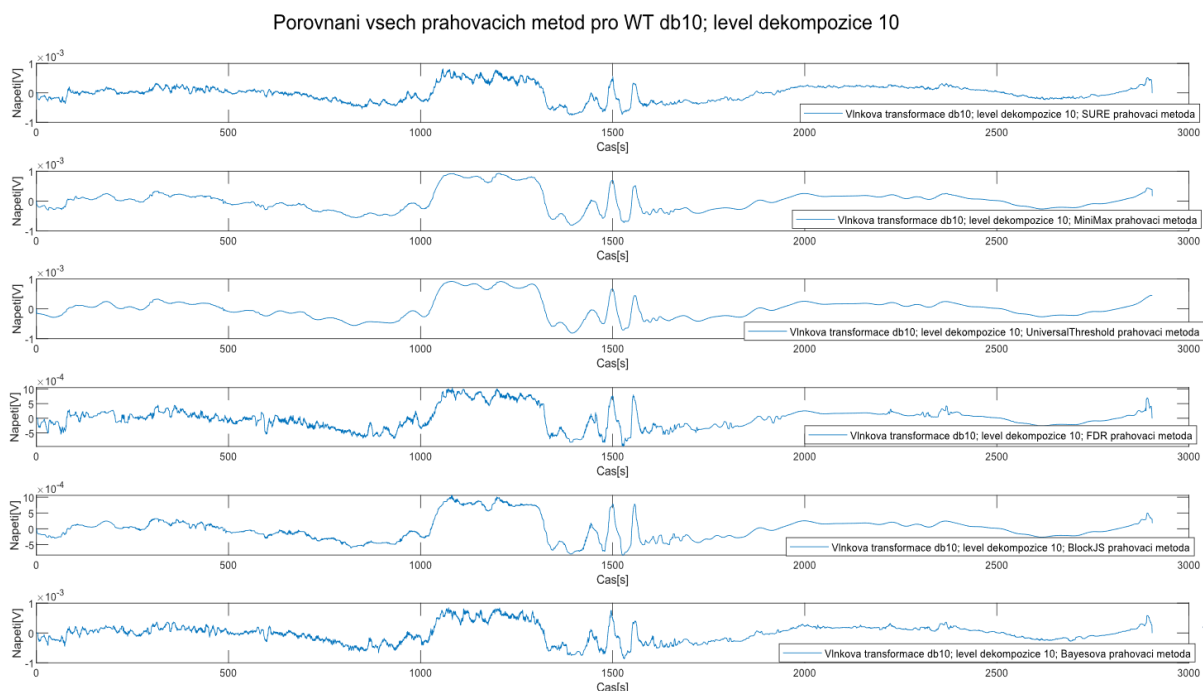
Jak už bylo zmíněno, výběr té nejvhodnější spočíval v projíždění akvizičních surových dat a následné subjektivní evaluace. Na Obrázek 40 je vidět, že **Bayesova prahovací metoda nejméně ztrácí informace ze signálu**, a proto se rozhodlo využívat tuhle prahovací metodu. Tato metoda se na 100 % zkoušených EGG signálů osvědčila jako nejvhodnější.

Jeden z nejpoužívanějších filtrů v oblasti zpracování 1D i 2D signálů je mediánový filtr. Dokáže vyhladit signál (obrazy také) a díky této, v praxi ověřené vlastnosti, byl zvolen. Jedná se o nelineární filtr, kdy z okolí po seřazení vzestupně vybere střední hodnotu, kterou do daného místa dosadí a posune se dál v čase. [33]

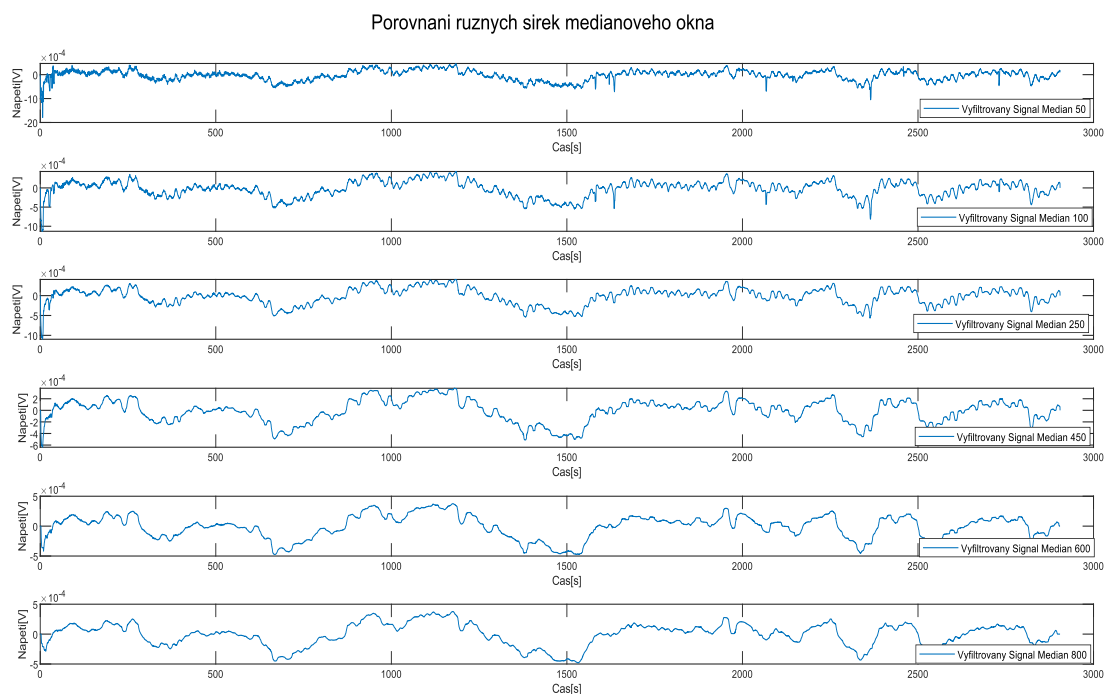
Pohybuje se přes celý signál jako plující okno (v tomto případě o velikosti 250). Velikost okna byla zvolena vizuálně tak, aby tento filtr optimálně vyfiltroval elektrogastrogram se vzorkovací frekvencí 256 Hz od zbylého elektrokardiogramu (EKG), jež se nepodařilo odfiltrovat pouze pomocí vlnkové transformace. Na následujícím Obrázek 41 lze vidět, že mediánový filtr s velikosti okna 250 dokázal efektivně eliminovat EKG maxima, které tam zůstala.



Obrázek 39 Graf znázorňující všechny prahovací metody v subplotech pod sebou [zdroj vlastní]



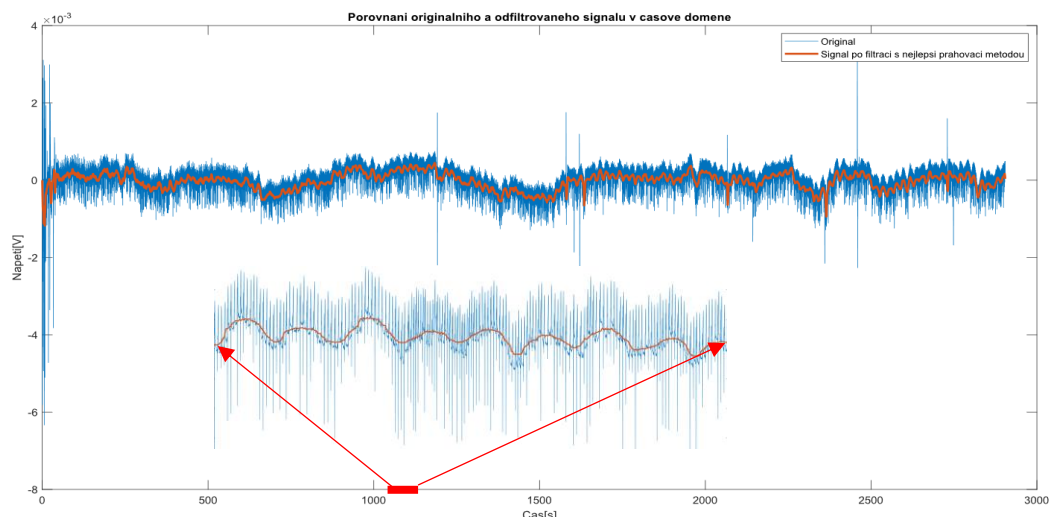
Obrázek 40 Graf znázorňující všechny prahovací metody pro neideálně nahrany signál [zdroj vlastní]



Obrázek 41 Graf porovnání různých velikostí mediánového okna pro EGG signály [zdroj vlastní]

### 2.4.5 Filtrování EGG signálu

V této práci se ve všech případech používala Bayesova prahovací metoda a měkké prahování bylo rozhodnuto dle vizuálního hodnocení. Lze použít i SURE prahovací metodu, která se osvědčila taky. Takto nastavená WT dokonce vykazovala dobré výsledky. V posledním kroku preprocessingu byl ale použit mediánový filtr, který nedostatky úplně vyhladil a výsledky předzpracování byly dostačující pro dobře nahrané signály. Ukázka dobře odšuměného signálu je vidět na Obrázek 42.



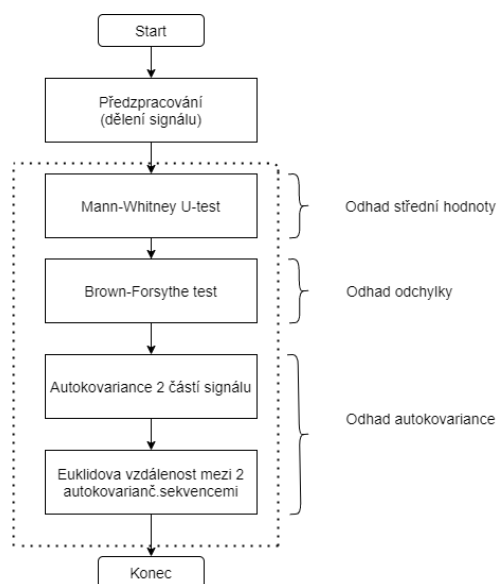
Obrázek 42 Porovnání originálního a odfiltrovaného signálu v časové doméně [zdroj vlastní]

### 2.5 Test stacionarity

Pro druh analýzy EGG signálů bylo potřeba rozhodnout, jestli jsou signály stacionární, nebo nestacionární, pomocí testu stacionarity. Na základě vědeckého článku zde - 85 - [32] byl použit algoritmus, kterého vývojový diagram je nakreslen tady Obrázek 43. Tato studie nabízí citlivější statisticky založený test pro prokázání stacionarity signálu. Tento MATLAB skript byl spuštěn na několika EGG signálech a ve všech případech byl výsledek 0, tj. signál je nestacionární. To znamená, že má smysl použít časově-frekvenční analýzu.



Obrázek 44 Výsledek testu stacionarity pro náhodný reálný EGG signál

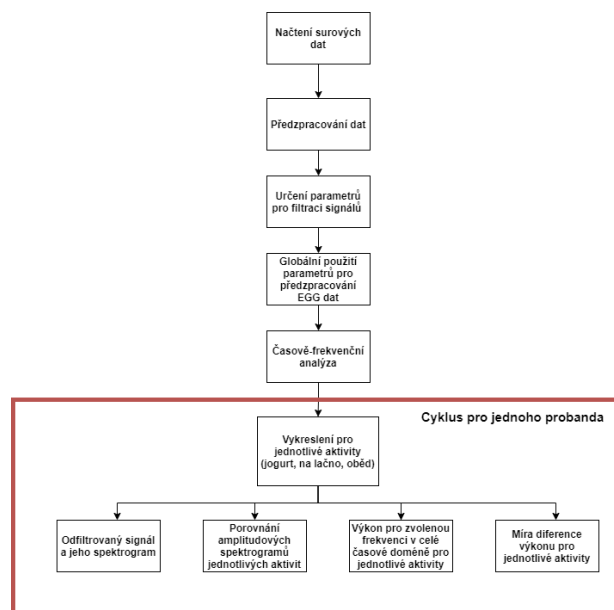


Obrázek 43 Vývojový diagram algoritmu pro testování stacionarity signálu

## 2.6 Extrakce charakteristických příznaků EGG signálů

### Hodnocené charakteristické příznaky:

- výkon jednotlivých variabilních podnětů (nalačno, jogurt a oběd)
- výkon pro jednotlivé charakteristické frekvence (brady-, normo-, tachygastrie)
- porovnání variabilních podnětů mezi sebou pomocí MSE, korelačního koeficientu a procentuálního rozdílu
- dominantní frekvence a její výkon pro jednotlivé charakteristické frekvence



Obrázek 45 Vývojový diagram pro extrakci charakteristických příznaků [zdroj vlastní]

### 2.6.1 Časově-frekvenční analýza

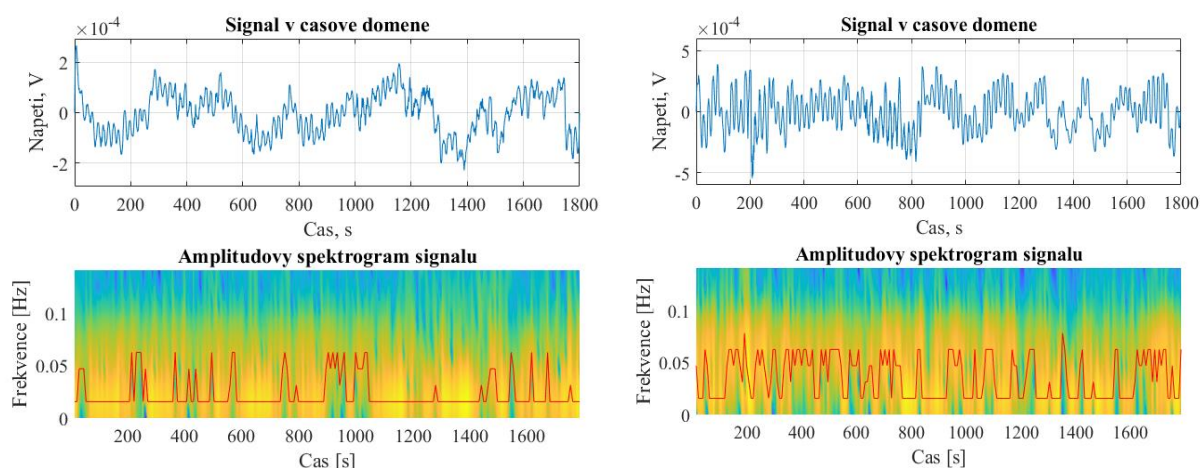
Tím, že se použije časově-frekvenční analýza na elektrogastrografické signály se dosáhne rozložení harmonických složek v daných časových okamžicích a jejich intenzitě. Je za potřebí vybrat správná kritéria, která nám určí výsledné spektrum, což je velmi důležitá část analýzy.

Časově-frekvenční analýza se v této diplomové práci realizuje pomocí krátkodobé Fourierovy transformace (*short-time Fourier transform*, STFT) ve formě rozdělení signálu na stejně dlouhé segmenty. Každý z těchto segmentů je zvlášť podroben rychlé Fourierově transformaci (*fast Fourier transform*, FFT). FFT vychází z integrální Fourierovy transformace, která převede diskrétní stacionární časový signál do frekvenční oblasti rozložením na nekonečně mnoho harmonických funkcí. Tyto úseky se překrývají, aby se zamezilo nepřesnostem na jejich hranicích. Byl zvolen překryv  $\frac{3}{4}$  délky okna. Čím menší překrytí je, tím rychlejší je časový posun po signálu, tím menší nároky na paměť, avšak hodnoty parametrů se mohou od jednoho rámce ke druhému hodně lišit. Na druhou stranu čím větší překrytí, tím je pomalejší časový posun, tím více vyhlazuje průběhy, ale taky má vyšší nároky na paměť. Na výsledný efekt má vliv způsob, jakým dojde k rozdělení, respektive jaká okenní funkce byla použita. Tato okenní funkce se posouvá v čase. Čím delší je okno, tím dochází k přesnější informaci o frekvencích, ovšem informace o čase klesá. Obráceně tomu bude, když okno bude kratší. V tomto případě bude časové rozlišení přesnější, ovšem frekvence bude méně rozlišitelná. Proto je důležité vhodně zvolit délku okna. Po experimentálním zkoušení typů oken Hann, Hamming a Blackman se na základě vizuálního zhodnocení rozhodlo použít okno Blackman. [38]

Pomocí STFT, délky časového „okna“, posunu, překrytí a typu okenní funkce se signál v časové doméně změnil na spektrogram v časově-frekvenční doméně. Byly nastaveny tyto parametry:

- Okno: Blackman
- Délka okna: 1024
- Překrytí okna:  $\frac{3}{4}$  délky okna
- Vzorkovací frekvence: 256 Hz

Výsledný spektrogram zobrazuje intenzitu harmonických (frekvenční pásmo omezeno do 0.15 Hz) složek v čase, kdy čas je na ose vodorovné, frekvence na svislé, intenzita je kódována barevně a taky je červenou křivkou zaznamenána frekvence, na které je v daném čase největší výkon (viz Obrázek 46 dolní část).

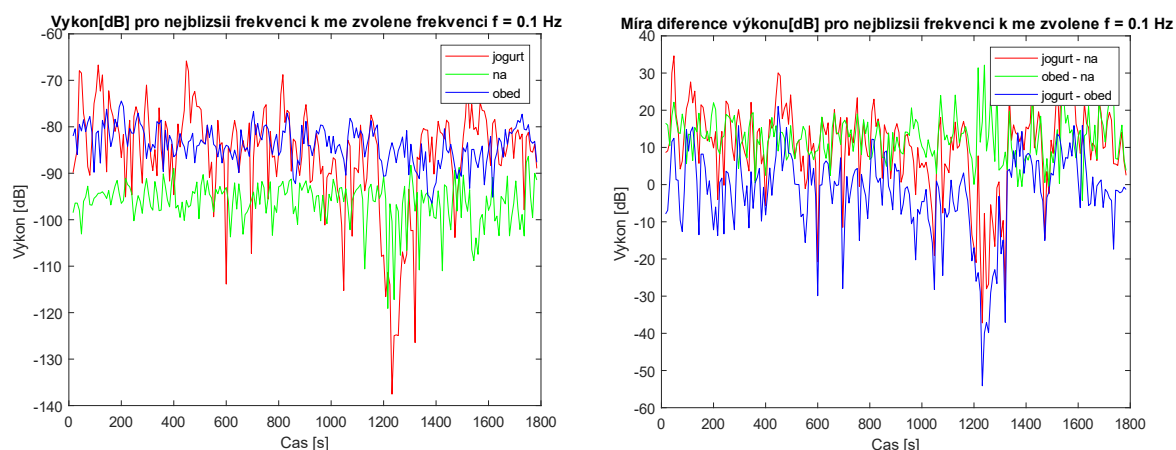


Obrázek 46 Ukázky spektrogramů probanda č.9 pro variabilní podněty: nalačno (vlevo) a oběd (vpravo) červená křivka – frekvence, na které je v daném čase největší výkon [zdroj vlastní]

Toto kolísání výkonu v čase (viz červená křivka Obrázek 46) je typické pro nestacionární signály. V následujícím kroku se vykreslil tento kolísající výkon jednotlivých variabilních podnětů pro každého probanda u každého typu měření a zaznamenaly se hodnoty do tabulek pro další evaluaci.

Byly vykresleny grafy pro jednotlivé charakteristické frekvence určené na základě téhle studie[34]. Ukázka (viz Obrázek 47) demonstuje kolísání výkonu pro probanda č.9, kde lze pozorovat vyšší výkon pro jogurt a oběd v porovnání s výkonem nalačno.

- Bradygastrie: 0.02 Hz
- Normogastrie: 0.05 Hz
- Tachygastrie: 0.1 Hz
- Jogurt: červená křivka
- Nalačno: zelená křivka
- Oběd: modrá křivka



Obrázek 47 Graf výkonu pro charakteristickou frekvenci 0.1 Hz (vlevo) a graf míry difference výkonů jednotlivých variabilních podnětů [zdroj vlastní]

## 2.6.2 Výsledky komparativní analýzy

Pro časově-frekvenční analýzu byly vytaženy charakteristické frekvence (zmněny v kap 2.6.1). Byl vybrán jeden typ měření obsahující 10 probandů, kde se testovaly 3 variabilní podněty (nalačno, jogurt, oběd – pevná strava). U každého variabilního podnětu byla provedena analýza, co se týká mediánu výkonů před a po jídle i jejich směrodatné odchylky, ukázka pro probanda č.9 je uvedena níže (Tabulka ). Pak se pro jednotlivé charakteristické frekvence vzaly vždy 2 signály a porovnaly se mezi sebou parametry, jako jsou procentuální rozdíl mediánů výkonu, střední kvadratická chyba MSE a korelační koeficient.

Lze pozorovat největší výkon u bradygastrie pro variabilní podnět jogurt označen v Tabulce 5 červeně. Taký je vidět že největší MSE čili míra rozdílnosti je nalezena mezi signály jogurt/nalačno a oběd/nalačno (označeno červeně), což se předpokládalo před měřením.

Tabulka 6 Statistické parametry proband č.9 pro jednotlivé aktivity pro 3 různé charakteristické frekvence

BRADYGASTRIE	Percentuální rozdíl mediánů výkonu	MSE - střední kvadratická chyba	Korelační koeficient
jogurt/nalačno:	97.797%	98.1785	0.033505
oběd/nalačno:	96.592%	111.7743	0.15348
jogurt/oběd:	101.250%	79.9644	0.22431
NORMOGASTRIE	Percentuální rozdíl mediánů výkonu	MSE - střední kvadratická chyba	Korelační koeficient
jogurt/nalačno:	93.601%	91.4509	0.068764
oběd/nalačno:	94.829%	76.7359	0.12963
jogurt/oběd:	98.705%	63.8741	0.084526
TACHYGASTRIE	Percentuální rozdíl mediánů výkonu	MSE - střední kvadratická chyba	Korelační koeficient
jogurt/nalačno:	89.200%	173.4436	0.0078884
oběd/nalačno:	91.620%	125.5878	0.20096
jogurt/oběd:	97.358%	45.2541	0.12516



Tabulka 5 Parametry komparativní analýzy 2 signálů proband č.9 pro jednotlivé aktivity pro 3 různé charakteristické frekvence

BRADYGASTRIE	Percentualní rozdíl medianů výkonu	MSE - střední kvadratická chyba	Korelační koeficient
jogurt/nalacno:	97.797%	98.1785	0.033505
obed/nalacno:	96.592%	111.7743	0.15348
jogurt/obed:	101.250%	79.9644	0.22431
NORMOGASTRIE	Percentualní rozdíl medianů výkonu	MSE - střední kvadratická chyba	Korelační koeficient
jogurt/nalacno:	93.601%	91.4509	0.068764
obed/nalacno:	94.829%	76.7359	0.12963
jogurt/obed:	98.705%	63.8741	0.084526
TACHYGASTRIE	Percentualní rozdíl medianů výkonu	MSE - střední kvadratická chyba	Korelační koeficient
jogurt/nalacno:	89.200%	173.4436	0.0078884
obed/nalacno:	91.620%	125.5878	0.20096
jogurt/obed:	97.358%	45.2541	0.12516

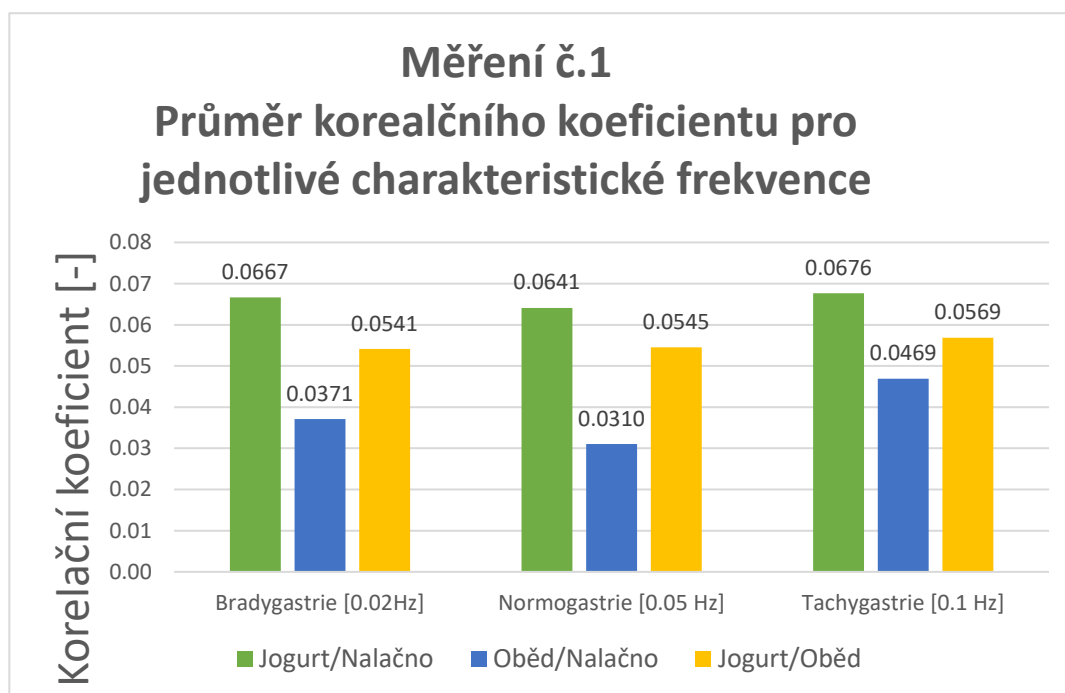
Tabulka 6 Statistické parametry (medián výkonu a jeho odchylka) pro jednotlivé charakteristické frekvence pro všechny aktivity

AKTIVITA	STATISTICKÉ PARAMETRY	BRADYGASTRIE (0.02 Hz)	NORMOGASTRIE (0.05 Hz)	TACHYGASTRIE (0.1 Hz)
jogurt	medián výkonu [dB]	-64.8008	-70.678	-83.9849
	směrodatná odchylka [dB]	7.6825	5.203	5.0465
lačno	medián výkonu [dB]	-78.8129	-85.2181	-95.5585
	směrodatná odchylka [dB]	3.8088	3.0823	2.474
oběd	medián výkonu [dB]	-75.0661	-76.7298	-83.7577
	směrodatná odchylka [dB]	4.2559	2.789	2.772

### 2.6.3 Měření č.1

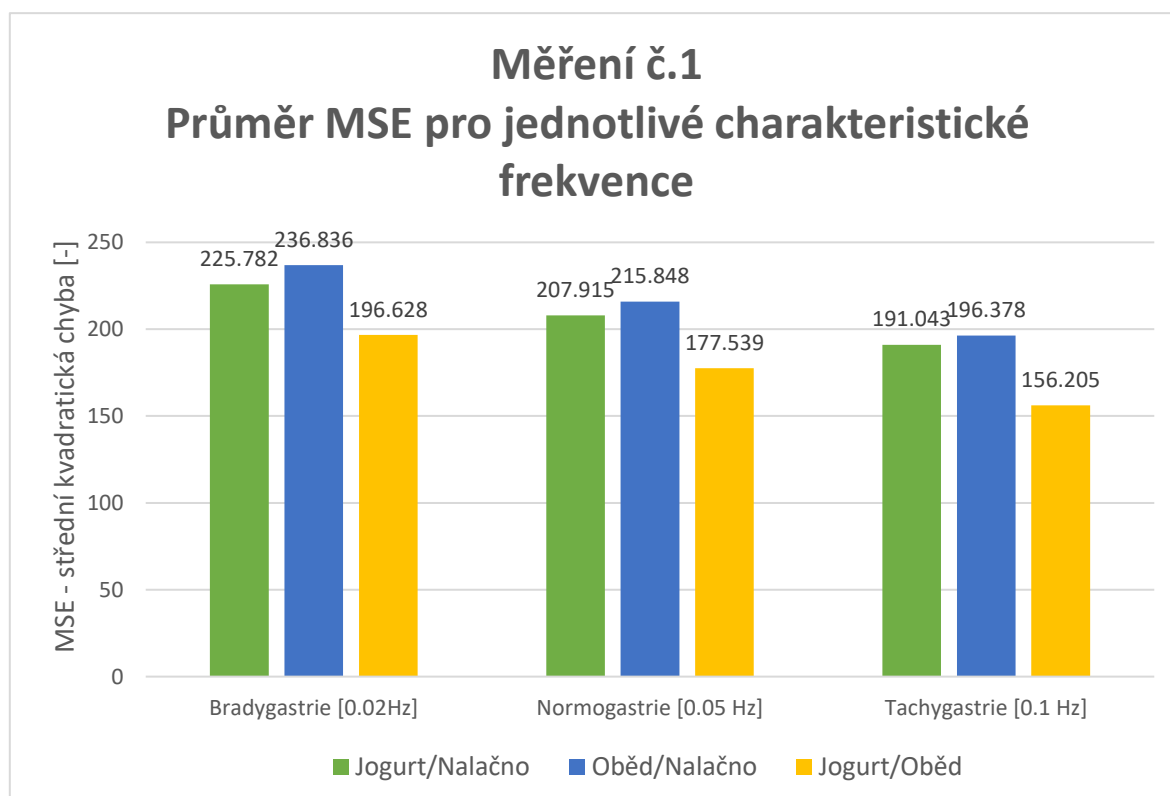
V následujících grafech je uveden průměr hodnot deseti probandů z prvního měření. Signály byly mezi sebou porovnávány v každé možné variaci pro všechny 3 frekvenční rozsahy: bradygastrie, normogastrie a tachygastrie. Nejdříve byl porovnáván signál ve stavu na lačno se stavem po požití jogurtu, poté se stavem po obědě, a nakonec byly porovnávány signály mezi jogurtem a obědem.

Z hlediska porovnání korelačního koeficientu můžeme tvrdit, že se jedná o velmi slabou korelaci. Hodnoty korelačního koeficientu jsou tedy velice nízké a statisticky nevýznamné. Nejsilnější korelace je vidět (Obrázek 48) pro všechny charakteristické frekvence u vztahu jogurt/nalačno a nejnižší u testování vztahu oběd/nalačno.



Obrázek 48 Průměr korelačního koeficientu pro všechny probandy u měření č.1 [zdroj vlastní]

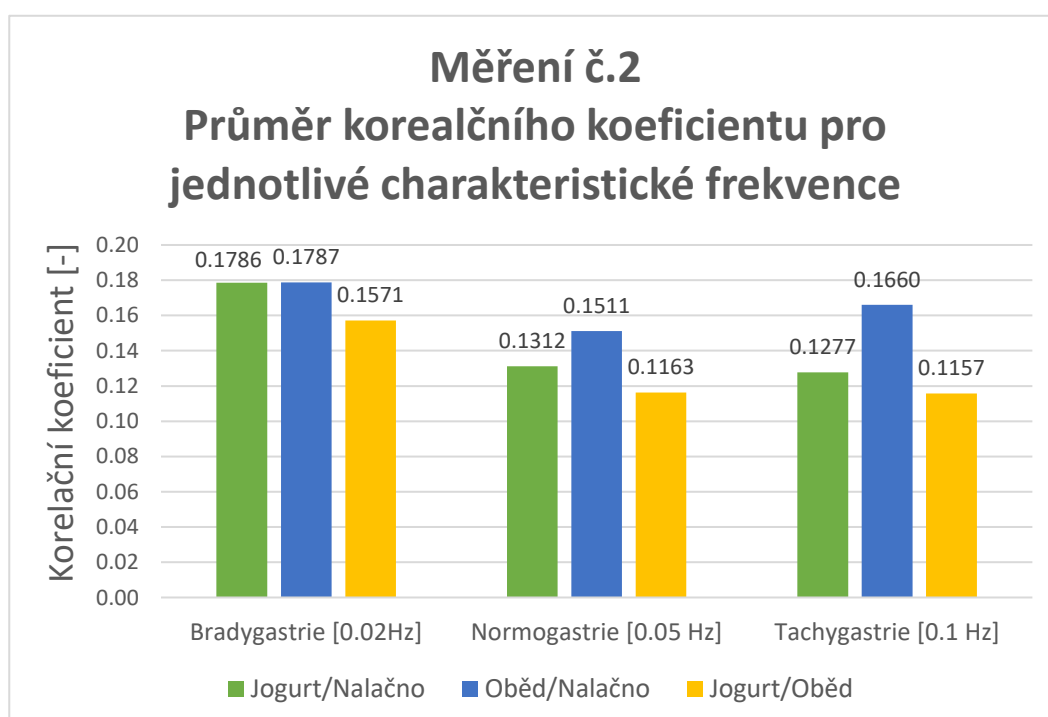
Následující graf (Obrázek 49) ukazuje porovnání střední kvadratické chyby, MSE. Nejvíc rozdílný vztah je u oběd/nalačno. Můžeme říci, že signály jsou velice odlišné. Hodnoty střední kvadratické chyby se v časově-frekvenční doméně pohybují v řádech stovek.



Obrázek 49 Průměr MSE pro všechny probandy u měření č.1 [zdroj vlastní]

#### 2.6.4 Měření č.2

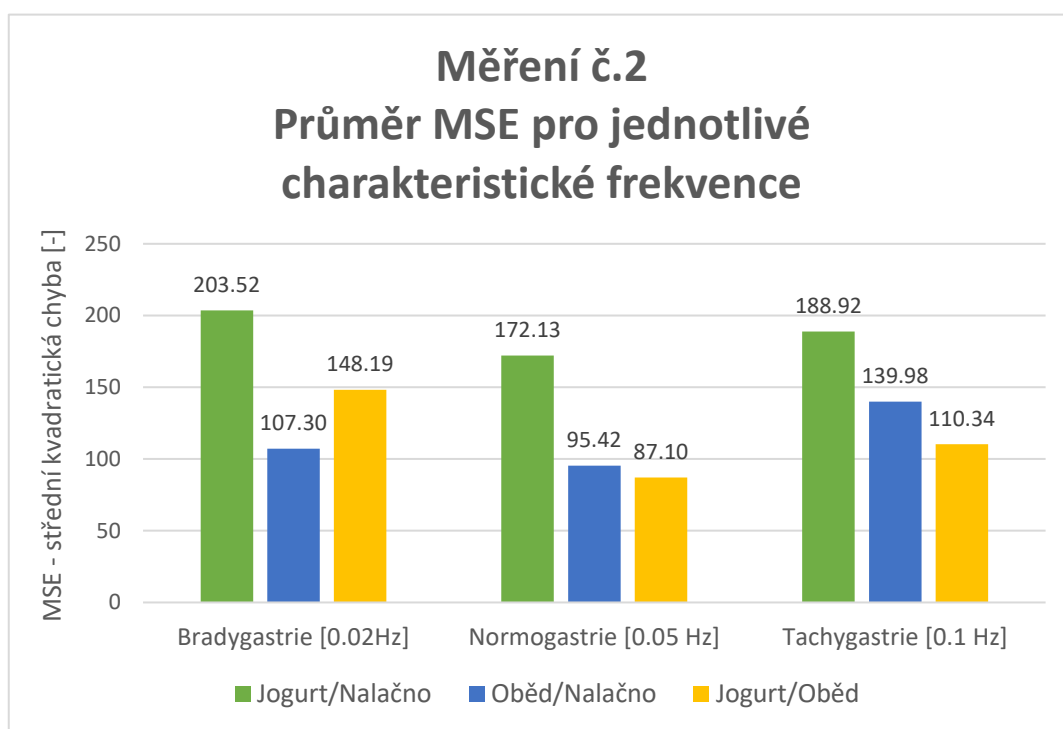
V následujících grafech je uveden průměr hodnot deseti probandů z druhého měření. Signály byly mezi sebou porovnávány v každé možné variaci pro všechny 3 frekvenční rozsahy: bradygastrie, normogastrie a tachygastrie. Nejdřív byl porovnáván signál ve stavu na lačno se stavem po požití jogurtu, poté se stavem po obědě, a nakonec byly porovnávány signály mezi jogurtem a obědem.



Obrázek 50 Průměr korelačního koeficientu pro všechny probandy u měření č.2 [zdroj vlastní]

Z hlediska porovnání korelačního koeficientu můžeme tvrdit, že se jedná o slabou korelaci. Nejsilnější korelace je vidět pro všechny charakteristické frekvence u vztahu oběd/nalačno a nejnižší korelaci u testování vztahu jogurt/oběd.

Následující graf (Obrázek 51) ukazuje porovnání střední kvadratické chyby, MSE pro jednotlivé charakteristické frekvence. Nejvíce rozdílný vztah je u jogurt/nalačno. Můžeme říci, že signály jsou mezi sebou odlišné. Hodnoty střední kvadratické chyby se v časově-frekvenční doméně pohybují v řádech stovek.

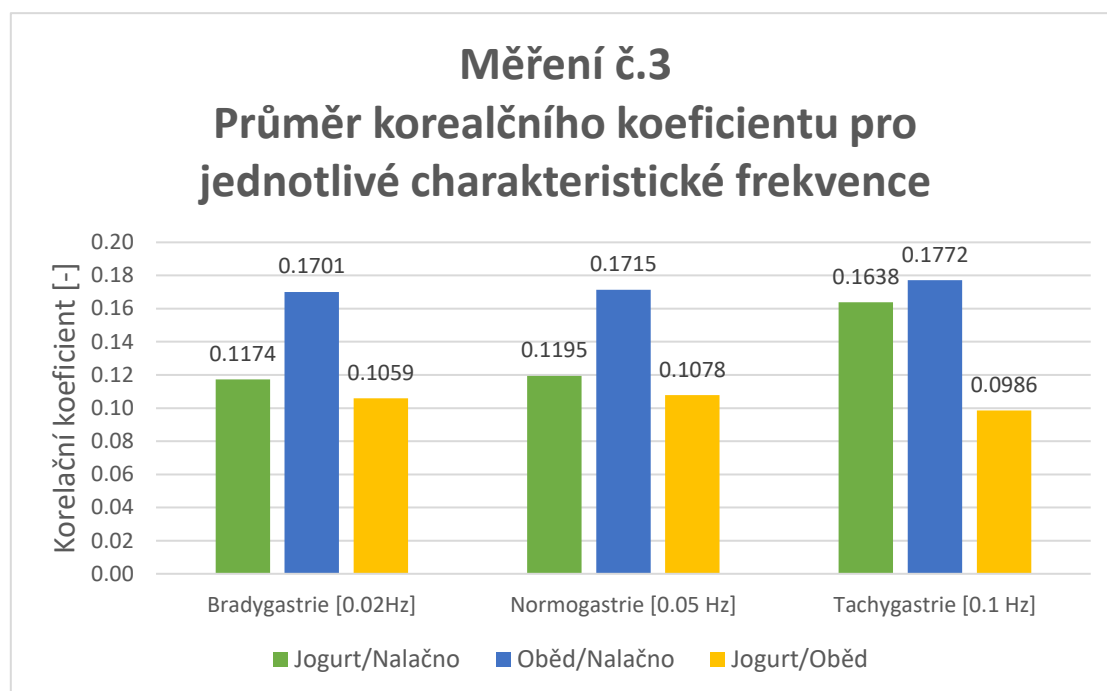


Obrázek 51 Průměr MSE pro všechny probandy u měření č.2 [zdroj vlastní]

### 2.6.5 Měření č.3

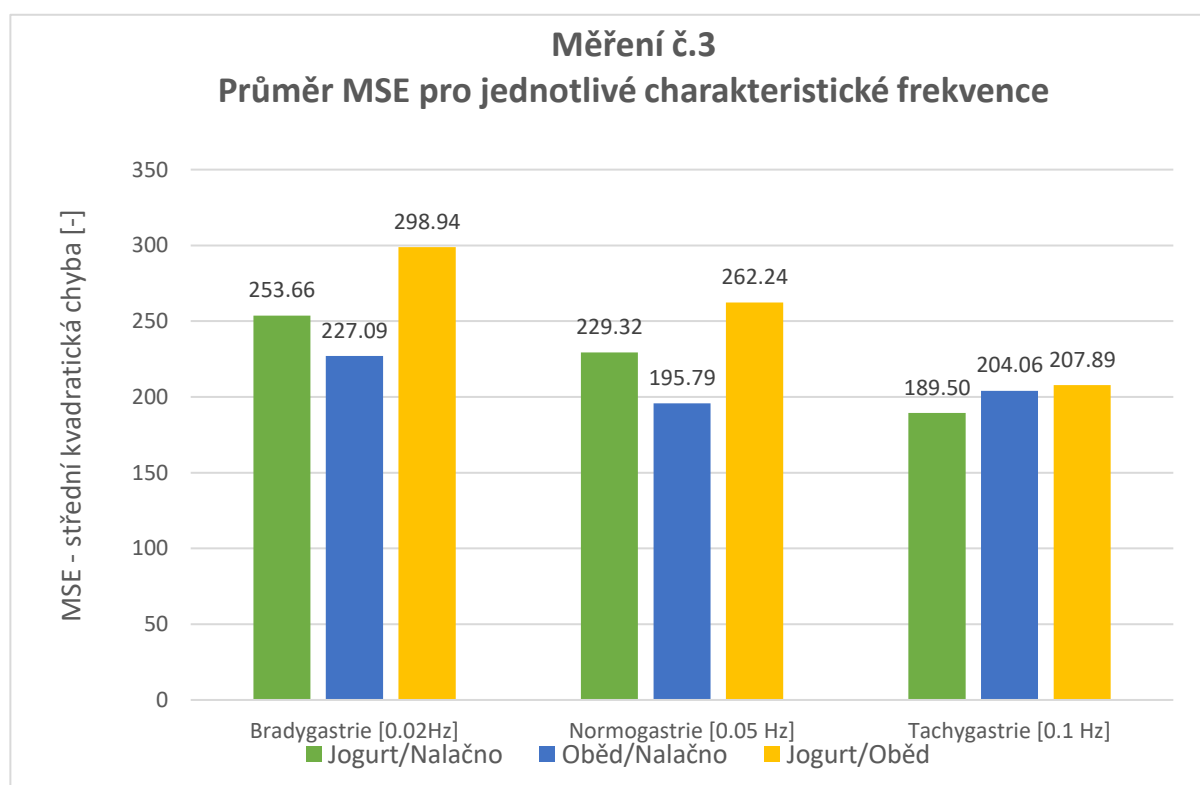
V následujících grafech je uveden průměr hodnot deseti probandů z třetího měření. Signály byly mezi sebou porovnávány v každé možné variaci pro všechny 3 frekvenční rozsahy: bradygastrie, normogastrie a tachygastrie. Nejdříve byl porovnáván signál ve stavu na lačno se stavem po požití jogurtu, poté se stavem po obědě, a nakonec byly porovnávány signály mezi jogurtem a obědem.

Z hlediska porovnání korelačního koeficientu můžeme tvrdit, že se jedná o slabou korelaci. Nejsilnější korelace je vidět pro všechny charakteristické frekvence u vztahu oběd/nalačno a nejnižší korelace u testování vztahu jogurt/oběd, jež jsou totožné výsledky jako u měření č.2.



Obrázek 52 Průměr korelačního koeficientu pro všechny probandy u měření č.3 [zdroj vlastní]

Následující graf (Obrázek 53) ukazuje porovnání střední kvadratické chyby, MSE pro jednotlivé charakteristické frekvence. Nejvíce rozdílný vztah je u jogurt/nalačno. Můžeme říci, že signály jsou mezi sebou odlišné. Hodnoty střední kvadratické chyby se v časově-frekvenční doméně pohybují v řádech stovek. Všechny tyto grafy jsou určeny pro přesnější orientaci v hodnotách korelačních koeficientů a MSE.

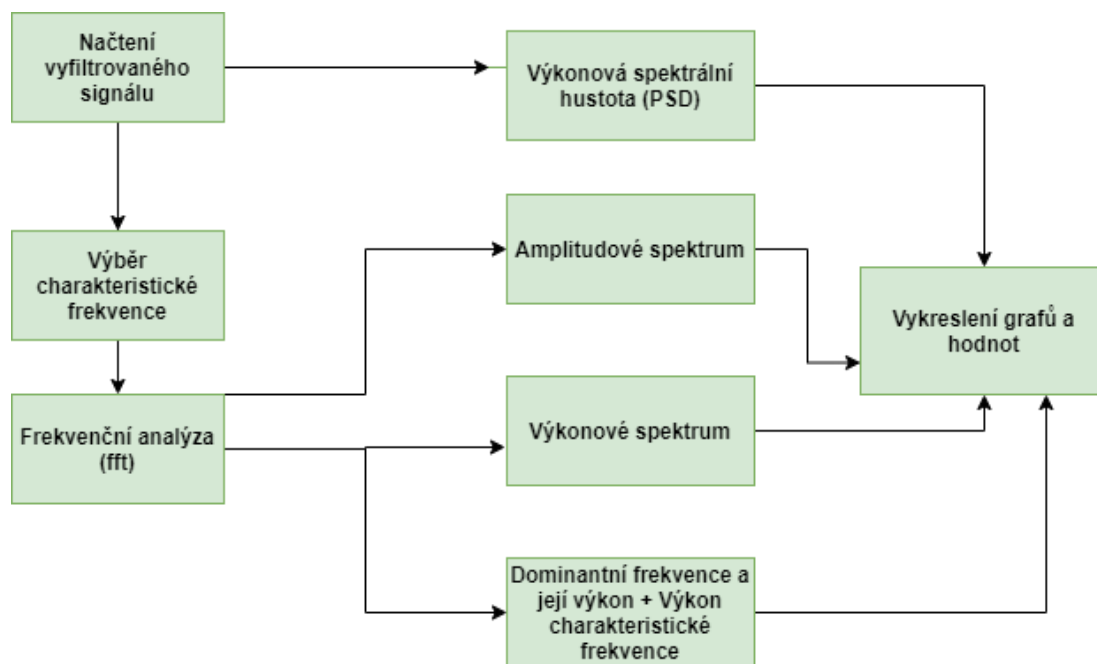


Obrázek 53 Průměr MSE pro všechny probandy u měření č.3 [zdroj vlastní]

## 2.6.6 Frekvenční analýza

Po načtení vyfiltrovaného signálu se vykreslily následující grafy a údaje:

- Výkonová spektrální hustota (power spectral density, PSD)
- Amplitudové a výkonové spektrum
- Dominantní frekvence a její výkon



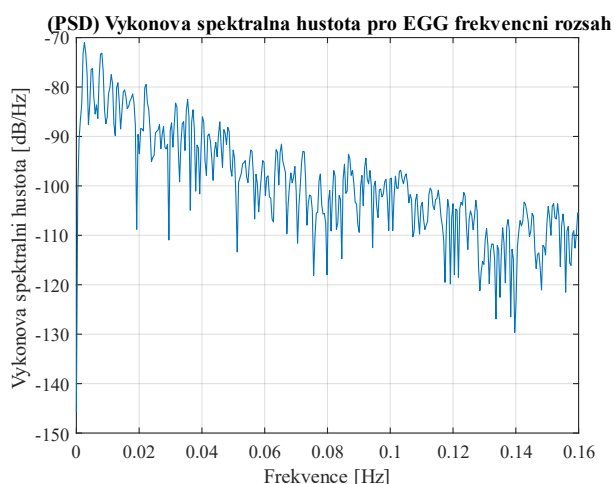
Obrázek 54 Vývojový diagram pro frekvenční analýzu [zdroj vlastní]

Periodogram znázorňuje výkonovou spektrální hustotu signálu. Jedná se o distribuci výkonu koncentrovanou kolem úzkého frekvenčního pásu. [36]

Periodogram je vypočítán dle následujícího vztahu (4):

$$PSD = \frac{1}{N} \left| \sum_{i=0}^{N-1} (f(i) e^{-i \frac{2\pi}{N} k})^2 \right|^2 \quad (4)$$

Stejně jako u spektrogramu je signál omezen na pásmo EGG frekvencí, a to na hodnoty 0–0,15 Hz. Na následujícím grafu () lze vyčíst největší výkon na frekvenci v hodnotách 0,02– 0,6 Hz. Fyziologické rozmezí EGG signálu se pohybuje v hodnotách 0,03–0,6 Hz, a proto lze říct, že signál vykazuje fyziologický průběh.



Obrázek 55 Graf výkonové spektrální hustoty pro probanda č.9

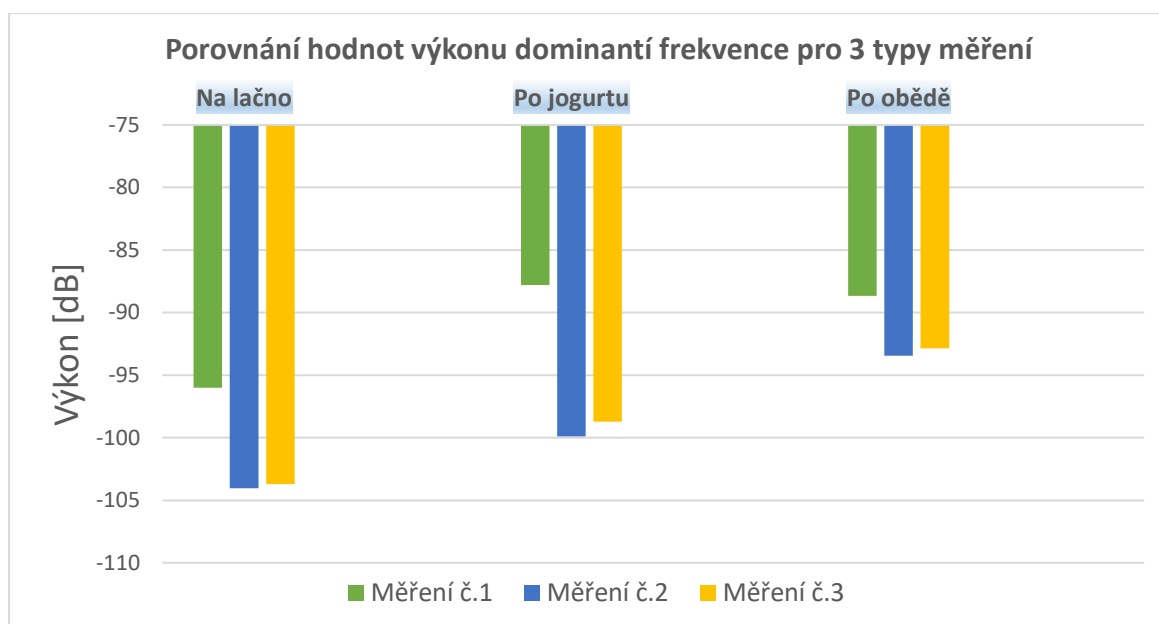
#### Výkon dominantní frekvence pro celý signál a pro jednotlivé charakteristické frekvence

V následující tabulce ( Tabulka 7) lze vyčíst největší výkon DF pro variabilní podnět jogurt vyznačen červeně, následuje druhý největší výkon pro variabilní podnět (aktivitu) oběd a nejmenší hodnota výkonu je pro fázi nalačno.

Tabulka 7 Statistické parametry pro frekvenční analýzu u probanda č.9

AKTIVITA	STATISTICKÉ PARAMETRY	HODNOTY pro celý signál	BRADYGASTRIE (0.02 Hz)	NORMOGASTRIE (0.05 Hz)	TACHYGASTRIE (0.1 Hz)
jogurt	dominantní frekvence [Hz]	0.012394	0.02	0.05	0.1
	výkon dominantní frekvence [dB]	<b>-72.2347</b>	-77.6905	-123.4632	<b>-148.2917</b>
lačno	dominantní frekvence [Hz]	0.011104	0.02	0.05	0.1
	výkon dominantní frekvence [W]	<b>-73.8164</b>	-102.5716	-121.3902	<b>-139.5787</b>
oběd	dominantní frekvence [Hz]	0.01405	0.02	0.05	0.1
	výkon dominantní frekvence [W]	<b>-75.7789</b>	-106.0896	-118.2446	<b>-134.2352</b>

V následujícím grafu (Obrázek 56) lze porovnat hodnoty výkonu dominantní frekvence DF pro všechny typy měření. Největší hodnoty výkonu jsou jednoznačně pro postprandiální fáze (jogurt nebo oběd) a ty nejmenší hodnoty lze vidět u fáze nalačno.



Obrázek 56 Porovnání hodnot výkonu DF pro všechny typy měření [zdroj vlastní]

Z dat, které frekvenční analýza ukazuje lze tvrdit, že DF se zvyšuje postprandiálně, což se dá považovat za fyziologické a bylo to očekávané už před samotným měřením. Následující 3 tabulky (Chyba! Nenalezen zdroj odkazů., Chyba! Nenalezen zdroj odkazů., Tabulka 8) toto tvrzení dosvědčují.

Průměr hodnot probandů	Měření č.1		
	Průměr dominantního peaku		
	Na lačno	Po jogurtu	Po obědě
Dominantní Frekvence (Hz)	0.011	0.015	0.018
Výkon (dB)	-96.019	-87.782	-88.675

Průměr hodnot probandů	Měření č.2		
	Průměr dominantního peaku		
	Na lačno	Po jogurtu	Po obědě
Dominantní Frekvence (Hz)	0.024	0.027	0.024
Výkon (dB)	-104.049	-99.897	-93.453

Tabulka 8 Průměr DF pro všechny probandy u měření č.3 [zdroj vlastní]

Průměr hodnot probandů	Měření č.3		
	Průměr dominantních frekvencí		
	Na lačno	Po jogurtu	Po obědě
Dominantní Frekvence (Hz)	0.013	0.014	0.016
Výkon (dB)	-103.718	-98.705	-92.853



## Závěr

Diplomová práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. Některé cíle diplomové práce byly splněny zcela a na některých by se dalo ještě pokračovat v budoucnu. Jako první byly zpracovány teoretické znalosti v oblasti týkající se anatomie, fyziologie a patofyziologie gastrointestinálního traktu, jeho základních diagnostických parametrů, techniky měření a hodnocení elektrogastrogramu.

Abnormality elektrické aktivity žaludku mohou mít vliv na žaludeční motorické funkce, takže zvýšení zájmu o EGG je velmi pochopitelné až žádoucí. Měření EGG má velký potenciál a s budoucím hardwarovým a zejména softwarovým rozvojem se předpokládá i větší spolehlivost při akvizici i hodnocení dat. Silnější amplifikační metody, nebo zlepšení digitálních postupů zpracování signálů by přineslo větší stabilitu na následné hodnocení. EGG signál je obvykle v rozmezí 50–500  $\mu\text{V}$ , zesílení musí být tedy zajištěno tak, aby byl signál dobře interpretovatelný ve vhodném rozsahu a vhodný pro analýzu v digitálním světě.

Je patrné, že EGG signál se špatně interpretuje v časové doméně. Z tohoto důvodu se signál hodnotí ve frekvenční a časově-frekvenční doméně. Podle výsledků testu stacionarity se dá usoudit, že nejvhodnější analýza je časově-frekvenční.

Vlnková transformace byla použita jako hlavní metoda k nalezení trendu elektrogastrogramu a odfiltrování EKG záznamu a pohybových artefaktů.

Pro rozhodování, jaký typ vlnky použít k filtraci EGG signálu se použil upravený algoritmus z téhle studie[25], kde tedy byly testovány 3 mateřské vlnky (Daubechies, Coiflet a Symlet vlnka). Přestože všechny vlnky dosahovaly uspokojivých výsledků, nejlepšího nastavení dosahovala vlnka Daubechies (se stupněm rozkladu 10). Podle výsledků algoritmu se jevil stupeň rozkladu 5 jako nejvhodnější stupeň rozkladu, avšak při větším náhodném výběru dat jsem zjistila, že sice stupeň rozkladu 10 bere více paměti a je výpočtově a časově náročnější, ukázal však lepší výsledky než stupeň rozkladu 5. Evaluace probíhala pomocí korelačního koeficientu a střední kvadratické chyby, kdy se k buď syntetickému anebo reálnému signálu uměle přidal Gaussovský bílý šum o různě velkých intenzitách (Obrázek 33).

Následně byl použit mediánový filtr z důvodu vyhlazení signálu k lepší interpretaci. Bylo nutné experimentálně a vizuálně odhadnout, jaká velikost okna je nejvhodnější. Hodnota velikosti mediánového okna byla nakonec nastavena na 250 vzorků.

Pro časově-frekvenční analýzu se za vhodnou i v celku jednoduchou metodu zvolila krátkodobá rychlá Fourierova transformace, STFT, kde bylo potřebné zvolit vhodné parametry. Byla vybrána Blackman okenní funkce, která nejevila nijak velké rozdíly v porovnání s Hamming nebo Hann oknem. Dále byla vybrána délka okna 1024 se 75 % překryvem kvůli tomu, že nelze získat dokonalou časovou i frekvenční složku signálu.

Pro frekvenční analýzu byla použita rychlá Fourierova transformace, která odhalila zastoupení harmonických složek (včetně dominantní frekvence) v sledovaném frekvenčním EGG pásmu. Taktéž byly vykresleny grafy výkonové spektrální hustoty jednotlivých variabilních podnětů pro všechny typy měření (naleznete v Příloze č.1).

Snímané signály byly zkoumány z hlediska míry podobnosti neboli míry rozdílnosti ve frekvenční a časově-frekvenční oblasti. Pro zhodnocení míry podobnosti jednotlivých signálů byla jako ukazatel použita střední kvadratická chyba (MSE) a korelační koeficient.

Z výsledků experimentu bylo zjištěno, že hardware, kterým se nahrávaly signály je dostatečný na to, aby bylo možno posoudit změny funkce žaludku v preprandiální (na lačno) a postprandiální (po jídle) fázi. Ale určitě je tu velké pole možností, které by mohly zlepšit akvizici a tím pádem ulehčit následné digitální zpracování signálu. Určitě se lze zamyslet nad tím, co mělo velký vliv na výsledky. Mohlo to být způsobeno referenční stravou, která byla podávána probandovi, a ještě k tomu v úplně cizím prostředí. Dále tělesná stavba probanda a jeho hmotnost mohla značně ovlivnit akvizici signálu, který se vždy musí dostat přes vrstvu tuku probanda. Dalším vlivem je emoční nastavení a obecně celkový stav probanda během měření. Mezi technické faktory, které mohly měření ovlivnit, patří nedostatečné odstranění dýchacích a pohybových artefaktů. Na výslednou sílu signálu mohlo mít vliv nesprávné umístění elektrod, jelikož neexistuje standardizované umístění a lze tvrdit, že každý jedinec má individuální umístění žaludku, které bylo ultrazvukem lokalizované jenom při měření č.1. Další možné úskalí při nahrávání záznamu je nevhodně připravená pokožka břicha. V neposlední řadě, faktor, který by mohl ovlivnit měření je i délka samotného měření, která byla nastavena na 30 až 60 min, což není pohodlné pro probanda vzhledem k instrukci o ležení v klidném nehybném stavu. Na druhou stranu je důležité, aby délka byla dostačující, jinak záznam krátký 5minut obsahuje pouze 15 vln (3 cpm).

Další směřování akvizice a procesování EGG signálů by se mohlo ubírat směrem, kde by se přidaly další možné příznaky k extrakci, např. procento normálních pomalých žaludečních vln (tj. procentní podíl času, během kterého jsou pozorovány pomalé vlny), procento žaludeční dysrytmie, kvantifikace změny výkonu v čase nebo korelace EGG s rychlostí vyprazdňování žaludku. Ke zlepšení měření signálu by mohla dopomoci konfigurace elektrod, která by pokrývala větší plochu, protože žaludek se může roztahovat/stahovat, popřípadě měnit polohu (v případě pohybu probanda).

Elektrogastrografie se může stát v budoucnu důležitým pomocníkem při diagnóze osob s onemocněním zažívacího ústrojí.

## Literatura

- [1] ČIHÁK, Radomír. Anatomie pro posluchače lékařství II: Gastropulmonální systém. 1. vyd. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1987. 240 s.
- [2] SINĚLNIKOV, R.D. Atlas anatomie člověka II. 3. vyd. Praha: Avicenum, 1981. 472 s. ISBN 08-040-80.
- [3] Motilita [online]. [cit. 27.11.2020] Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz/pojem/motilita>
- [4] ŠVÍGLEROVÁ, Jitka a Jana SLÁVÍKOVÁ. *Fyziologie gastrointestinálního traktu*. Praha: Karolinum, 2008. ISBN 978-802-4615-264
- [5] Koch, K. L., & Stern, R. M. (2004). Handbook of electrogastrography. New York, NY: Oxford University Press. [[Google Scholar](#)]
- [6] Alvarez WC. The electrogastrogram and what it shows. *The Journal of the American Medical Association*. 1922; 78:1116–1119. [[Google Scholar](#)]
- [7] C Davis RC, Garafolo L, Gault FP. An exploration of abdominal potentials. *Journal of Comparative and Physiological Psychology*. 1957;50(5):519–523. [[PubMed](#)] [[Google Scholar](#)]
- [8] Brown BH, Smallwood RH, Duthie HL, Stoddard CJ. Intestinal smooth muscle electrical potentials recorded from surface electrodes. *Medical and Biological Engineering*. 1975;13(1):97–103. [[PubMed](#)] [[Google Scholar](#)]
- [9] ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.
- [10] JIRDA, David. *APLIKACE PRO ANALÝZU ELEKTROGASTROGRAMU*. VUT Brno, 2011. Bakalářská práce. VUT Brno.
- [11] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 80-248-0751-3.
- [12] Simple gastric motility assessment method with a single-channel electrogastrogram. *Biomedizinische Technik/Biomedical Engineering*. 2018, 10. Dostupné z: doi:10.1515/bmt-2017-0218
- [13] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza biologický signálů: Signály zažívacího traktu. Brno: Skripta VUT, 2012.
- [14] H. P. Parkman et al. Electrogastrography: a document prepared by the gastric section of the American Motility Society Clinical GIMotility Testing Task Force. *Neurogastroenterol Motil*. 2003, 15.
- [15] CHALLIS R. E., KITNEY, R., I., Biomedical signal processing (in four parts). Part 2. The frequency transforms and their interrelationships. *Ibid*, 28:509-24, 1990.
- [16] Cheng LK. Slow wave conduction patterns in the stomach: from Waller's foundations to current challenges. *Acta Physiol (Oxf)*. 2015;213(2):384-393. doi:10.1111/apha.12406

- [17] Chang, F.-Y. (2005). Electrogastrography: Basic knowledge, recording, processing and its clinical applications. *Journal of Gastroenterology and Hepatology*, 20, 502–516. 10.1111/j.1440-1746.2004.03751.x [PubMed] [CrossRef] [Google Scholar]
- [18] Riezzo G, Russo F, Indrio F. Electrogastrography in adults and children: the strength, pitfalls, and clinical significance of the cutaneous recording of the gastric electrical activity. *Biomed Res Int*. 2013;2013:282757. doi:10.1155/2013/282757
- [19] For Farlex Partner Medical Dictionary: intestinum crassum. (n.d.) Farlex Partner Medical Dictionary. (2012). Retrieved December 7 2020 Dostupné z: <https://medical-dictionary.thefreedictionary.com/intestinum+crassum>
- [20] BEINHAUEROVÁ, Eva. *Měření a zpracování EGG signálu*. Ostrava, 2020. Bakalářské práce. VŠB – TU Ostrava.
- [21] AKAY, M. *Wiley encyclopedia of biomedical engineering*. New Jersey: Wiley, 2006, 4152 s. ISBN 978-047-1740-421.
- [22] SMITAL, Lukáš. *Vlnková filtrace elektrokardiogramů*. Brno, 2014. Dizertační práce. VUT Brno. Vedoucí práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [23] MATLAB. (2020). 9.7.0.1190202 (R2020b). Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc
- [24] ANISIMOVA, Elena, Jan BEDNÁŘ a Petr PÁTA. Zpracování obrazu pomocí vlnkové transformace. *Elektrorevue* [online]. ČVUT v Praze, Fakulta elektrotechnická, Katedra radioelektroniky, 2013, (4), 237-246 [cit. 2018-12-05]. ISSN 1213-1539. Dostupné z: <http://www.elektrorevue.cz/cz/download/zpracovani-obrazu-pomoci-vlnkove-transformace--imageprocessing-using-the-wavelet-transform-/>
- [25] Stanke L, Kubicek J, Vilimek D, Penhaker M, Cerny M, Augustynek M, Slaninova N, Akram MU. Towards to Optimal Wavelet Denoising Scheme—A Novel Spatial and Volumetric Mapping of Wavelet-Based Biomedical Data Smoothing. *Sensors*. 2020; 20(18):5301. <https://doi.org/10.3390/s20185301>
- [26] PALKO, Lukáš. Úvod do Gaborovy transformace a její srovnání s vlnkovou transformací: Krátkodobá Fourierova transformace (STFT). *Elektrorevue* [online]. Brno, 2006 [cit. 2019-04-11]. Dostupné z: [http://www.elektrorevue.cz/clanky/06033/index.html#\\_Kr%C3%A1tkodob%C3%A1\\_Fourierova\\_transformace](http://www.elektrorevue.cz/clanky/06033/index.html#_Kr%C3%A1tkodob%C3%A1_Fourierova_transformace)
- [27] BROWN, B. H., R. H. SMALLWOOD, H. L. DUTHIE a C. J. STODDARD. Intestinal smooth muscle electrical potentials recorded from surface electrodes. *Medical & Biological Engineering* [online]. 1975, 13(1), 97-103. DOI: 10.1007/BF02478194. ISSN 0025-696X. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF02478194>
- [28] PŘINOSIL, J; SMÉKAL, Z; BARTŮŠEK, K. Wavelet Thresholding Techniques in MRI Domain. In *Proceedings of the First International Conference on Biosciences BioSciencesWorld 2010*. IEEE Computer Society Conference Publishing Services, 2010. ISBN: 978-0-7695-3968-3.
- [29] Kliegrová Stanislava (2003): *Současné přístupy k sezónním předpovědím a hodnocení jejich úspěšnosti*, *Meteorologické zprávy* 56, 64-71

- [30] DOŇAR, Bohuslav, ZAPLATÍLEK, Karel. MATLAB – Začínáme se signály. První vydání. Praha: BEN, 2006. ISBN 80-7300-200-0.
- [31] Korelace a korelační koeficient; Dostupné z: <https://exceltown.com/navody/pokrocila-analyza-regrese-korelace/korelace-co-to-vlastne-je/>
- [32] ZHIVOMIROV, H. and NEDELICHEV, I. 2020. A Method for Signal Stationarity Estimation. *Romanian Journal of Acoustics and Vibration*. 17, 2 (Dec. 2020), 149-155.
- [33] HÁJOVSKÝ, Radovan, Radka PUSTKOVÁ a František KUTÁLEK. Zpracování obrazu v měřicí a řídicí technice: učební text: studijní materiály pro studijní obor Měřicí a řídicí technika, Elektronika Fakulty elektrotechniky a informatiky. Ostrava: Vysoká škola báňská – Technická univerzita, 2012. ISBN 978-80-248-2596-0.
- [34] Yin, J., & Chen, J. D. (2013). Electrogastrography: methodology, validation and applications. *Journal of neurogastroenterology and motility*, 19(1), 5–17.  
<https://doi.org/10.5056/jnm.2013.19.1.5>
- [35] DOLEŽAL, Petr. Časově-frekvenční analýza elektrogramů [online]. Brno, 2015 [cit. 2020- 03-27]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/11012/38939>. Diplomová práce. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství.
- [36] ONDRYÁŠ, Ondřej. Aplikace krátkodobé Fourierovy transformace pro biomedicínské signály – laboratorní úloha [online]. Ostrava, 2019 [cit. 2020-04-02]. Dostupné z: <http://hdl.handle.net/10084/136211>. Bakalářská práce. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava
- [37] PARKMAN, H. P., W. L. HASLER, J. L. BARNETT a E. Y. EAKER. Electrogastrography: a document prepared by the gastric section of the American Motility Society Clinical GI Motility Testing Task Force. *Neurogastroenterology and Motility* [online]. 2003, vol. 15, issue 2, s. 89-102 [cit. 2014-12-27]. DOI: 10.1046/j.1365- 2982.2003.00396.x. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1046/j.1365- 2982.2003.00396>
- [38] KOŠTUŘÍKOVÁ, Jana. *Hodnocení a zpracování EGG signálu: Evaluation and processing of EGG signal*. Ostrava, 2019. Diplomová práce. VŠB – TU Ostrava. Vedoucí práce Ing.Jan Kubíček Ph.D.